



Dipl.-Ing. Peter Luttenberger

Einfluss des Insassenzustands vor Crashbeginn auf das Verletzungsrisiko für Crashfälle

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der technischen Wissenschaften

eingereicht an der

Technischen Universität Graz

Erstbegutachter

Assoc.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Wolfgang Sinz
Technische Universität Graz
Institut für Fahrzeugsicherheit

Zweitbegutachter

Prof. Dr.-Ing. Matthias Kröger
Technische Universität Bergakademie Freiberg
Institut für Maschinenelemente, Konstruktion und Fertigung

Beschluss der Curricula-Kommission für Bachelor-, Master- und Diplomstudien vom 10.11.2008
Genehmigung des Senates am 1.12.2008

Deutsche Fassung:

EIDESSTÄTTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe. Das in TUGRAZonline hochgeladene Textdokument ist mit der vorliegenden Dissertation identisch.

Graz, 17.06.2020

.....
(Ort, Datum)



.....
(Unterschrift)

Englische Fassung:

STATUTORY DECLARATION

I declare that I have authored this thesis independently, that I have not used other than the declared sources / resources, and that I have explicitly marked all material which has been quoted either literally or by content from the used sources. The text document uploaded to TUGRAZonline is identical to the present thesis.

Graz, 17.06.2020

.....
(date)



.....
(signature)

Vorwort

Eine verbesserte integrale Insassensicherheit, um daraus den bestmöglichen Schutz des Insassen zu erreichen, war in den vergangenen Jahren meiner Tätigkeit am Institut für Fahrzeugsicherheit der Technischen Universität Graz immer ein zentraler Forschungsschwerpunkt. Die vorliegende Arbeit beinhaltet die kombinierte Betrachtung der Pre- und In-Crash Phase zur Identifikation der geeignetsten Parameter für eine Innenraumsensorik, damit das Rückhaltesystem optimal an den jeweiligen Insassen angepasst werden kann.

Ein Dank gilt

- Prof. Wolfgang Sinz für die Zeit der Betreuung, Begutachtung der Arbeit und das über die Jahre aufgebaute freundschaftliche Verhältnis.
- Dr. Gian Antonio D'Addetta und Dr. Heiko Freienstein, die mich in den Diskussionen zu dem gewählten Thema mit ihren konstruktiven Anmerkungen und fachlichen Unterstützung positiv beeinflusst haben.
- Prof. Matthias Kröger für die Zweitbegutachtung der Arbeit.
- meinen Kolleginnen und Kollegen am Institut für Fahrzeugsicherheit für die ausgezeichnete Zusammenarbeit und deren außerordentliche Hilfsbereitschaft.
- dem Zentralen Informatik-Dienst der Technischen Universität Graz für die Bereitstellung der für die Berechnung notwendigen „High Performance Cluster“ Ressourcen.

Ein besonderer Dank gilt meiner Familie und meinem Freundeskreis für die Unterstützung auch in den intensiveren Forschungsphasen.

Inhaltsverzeichnis

KURZFASSUNG	VI
ABSTRACT	VIII
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	IX
1 EINLEITUNG	1
2 PROBLEMSTELLUNG	4
3 STAND DER TECHNIK	6
3.1 Auswirkungen des OOP Insassenzustand bei Crashbeginn auf das Verletzungsrisiko	7
3.2 Verfahren zur Bestimmung des Verletzungsrisikos für OOP Insassenzustände im Crashfall	9
3.3 Anforderungen der Innenraumsensorik zur Erfassung des OOP Insassenzustandes	13
3.4 Relevante Informationen zur Pre- und In-Crash Phase	16
3.4.1 Pre-Crash Manöver bezogen auf das Fahrzeug	16
3.4.2 Eigenschaften des Insassen	18
3.4.3 Der OOP Insassenzustand im Aufenthaltsraum ohne aktive RHS Komponenten	19
3.4.4 Der OOP Insassenzustand im Aufenthaltsraum mit aktiven RHS Komponenten	21
3.4.5 Crash Pulse	24
3.4.6 Insassenmodelle	25
3.5 Zusammenfassung des Stands der Technik	26
4 FORSCHUNGSFRAGE UND ZIELE	29
5 LÖSUNGSANSATZ	30
6 ANGEWANDTE METHODEN UND DATEN	33
6.1 Virtuelle Methode und Hochleistungsrechner	33
6.2 Insassenmodelle	34
6.2.1 Dummies und Bewertungskriterien	34
6.3 Crash-Puls	36
6.4 Berechnung des Verletzungsrisikos	36
6.5 Methode zur Validierung der Berechnungsergebnisse	36
6.6 Generisches Innenraummodell mit Pre-Crash Funktionalität	39
7 DER KRITIKALITÄTSRAUM	45
7.1 Analyse der gekoppelten Pre- und In-Crash Phase	46

7.2	Methode der geführten Pre-Crash Phase zum Erreichen eines Insassenzustands bei Crashbeginn	51
7.3	Knoten der Dummies zur zwangsgeführten Bewegung des Dummies in der Pre-Crash Phase	57
7.4	Bestimmung der optimalen Parameter der geführten Pre-Crash Phase	57
7.4.1	Bestimmung der optimalen zeitlichen Parameter in der geführten Pre-Crash Bewegung bei unterschiedlichen Werten für den Skalierungskoeffizienten	58
7.4.2	Bestimmung des Skalierungskoeffizienten v_{sca} der gekoppelten Pre- und In-Crash Phase	66
7.4.3	Plausibilisierung der Ergebnisse der kombinierten Pre- und In-Crash Rechnung mit den ausgewählten Parametern für t_a , t_d , t_{lag} und v_{sca}	68
7.5	Methode der Optimierungs- und Robustheitsuntersuchungen der Anforderungsanalyse im Kritikalitätsraum	75
7.6	Methode zur Bestimmung der Sensoranforderungen aus dem Kritikalitätsraum	76
7.7	Zusammenfassung der Methode „der Kritikalitätsraum“	81
8	BESTIMMUNG DES AUFENTHALTSRAUMES	83
8.1	Aufenthaltsraum des H305 Dummies	85
8.1.1	Der Aufenthaltsraum des H305 Dummies in der Standard-Sitzeinstellung	85
8.1.2	Der Aufenthaltsraum des H305 Dummies und Auswahl der Insassenzustände für den In-Crash	91
8.2	Aufenthaltsraum des H350 Dummies	96
8.2.1	Der Aufenthaltsraum des H350 Dummies in der Standard-Sitzeinstellung	97
8.2.2	Der Aufenthaltsraum des H350 Dummies und Auswahl der Insassenzustände für den In-Crash	99
8.3	Zusammenfassung des Aufenthaltsraumes	104
9	BESTIMMUNG DES KRITIKALITÄTSRAUMES MIT DEM STANDARD RÜCKHALTESYSTEM	108
9.1	Analyse des In-Crashes der zwei generischen Referenz-Lastfälle in der Standard-Sitzeinstellung	109
9.2	Analyse des In-Crashes der verschobenen Sitzeinstellungen ohne Pre-Crash Phase	111
9.3	Analyse des In-Crashes der ausgewählten Insassenzustände der Dummies	117
9.3.1	Analyse der Standard-Sitzeinstellung des H305 Dummies	118
9.3.2	Analyse der Standard-Sitzeinstellung des H350 Dummies	122
9.4	Zusammenfassung der ausgewählten Insassenzustände im Kritikalitätsraum mit dem Standard Rückhaltesystem	126
10	ANFORDERUNGSANALYSE VON ZWEI INSASSENZUSTÄNDEN BEI CRASHBEGINN	131
10.1	Potentialbestimmung ausgewählter Insassenzustände des Kritikalitätsraumes	131
10.1.1	Potentialbestimmung der maximalen Verlagerung mit aktivem PPT bei 1 g Bremsverzögerung in der Standard-Sitzeinstellung	132
10.1.2	Potentialbestimmung der halben maximalen Verlagerung mit aktivem PPT bei 1 g Bremsverzögerung in der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung	136
10.2	Robustheitsuntersuchung von ausgewählten Potentialen im Kritikalitätsraum	138
10.2.1	Robustheitsuntersuchung der maximalen Verlagerung mit aktivem PPT bei 1 g Bremsverzögerung in der Standard-Sitzeinstellung	139

10.2.2	Robustheitsuntersuchung der halben maximalen Verlagerung mit aktivem PPT bei 1 g Bremsverzögerung in der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung	140
10.3	Fazit der Potentialanalyse und Robustheitsuntersuchung	142
11	BESTIMMUNG DER SENSORANFORDERUNGEN	143
11.1	Sensoranforderungen der Standard-Sitzeinstellung des H350 Dummys	143
11.2	Sensoranforderungen der Standard-Sitzeinstellung des H305 Dummys	149
11.3	Zusammenführung der Sensoranforderungen	154
12	SCHLUSSFOLGERUNGEN	161
13	LITERATUR	166
14	APPENDIX	177
14.1	Der Aufenthaltsraum des H305 Dummys	177
14.1.1	Aufenthaltsraum der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung	177
14.1.2	Aufenthaltsraum der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung	180
14.2	Der Aufenthaltsraum des H350 Dummys	183
14.2.1	Aufenthaltsraum der um 50 mm vorwärts verschobenen Sitzeinstellung	183
14.2.2	Aufenthaltsraum der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung	186
14.2.3	Aufenthaltsraum der um 150 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung	189
14.3	Der Kritikalitätsraum und die Sensoranforderungen des H305 Dummys	193
14.3.1	Analyse der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung	193
14.3.2	Sensoranforderungen der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung	196
14.3.3	Analyse der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung	199
14.3.4	Sensoranforderungen der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung	202
14.4	Der Kritikalitätsraum und die Sensoranforderungen des H350 Dummys	205
14.4.1	Analyse der um 50 mm vorwärts verschobenen Sitzeinstellung	205
14.4.2	Sensoranforderungen der um 50 mm vorwärts verschobenen Sitzeinstellung	208
14.4.3	Analyse der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung	211
14.4.4	Sensoranforderungen der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung	214
14.4.5	Analyse der um 150 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung	217
14.4.6	Sensoranforderungen der um 150 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung	220
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	223
	TABELLENVERZEICHNIS	229

KURZFASSUNG

Integrale Fahrzeugsicherheitssysteme gewinnen im Bereich des Insassenschutzes immer mehr an Bedeutung. Dabei kann es aufgrund von eingeleiteten Pre-Crash Maßnahmen, wie beispielsweise mit einer autonomen Bremsung oder einem Fahrmanöver, zu einer Insassenverlagerung kommen. Folgt darauf ein unvermeidlicher Unfall, bedeutet dies, dass sich der Insasse bei Crashbeginn (t_0) in einem „Out of Position“ Zustand befindet. Dieser „Out of Position“ Zustand wird gegenwärtig in den Normen und Regulierungen für Crash-Lastfälle, beispielsweise „EURONCAP“, „UN-R“ und „FMVSS“, nicht berücksichtigt. Neben diesen Insassenverlagerungen ergeben sich Abweichungen auch durch geänderte Sitzeinstellungen und Handlungen des Insassen. Aktuelle und standardmäßig konfigurierte Insassenrückhaltesysteme, basierend auf den zugrundeliegenden Testvorschriften, sind für diese geänderten Insassenzustände grundsätzlich nicht abgestimmt. Die daraus abgeleitete Herausforderung besteht darin, bei entsprechend erhöhtem Verletzungsrisiko des „Out of Position“ Insassenzustands ein mögliches bestehendes Potential zur Senkung des Insassenverletzungsrisikos zu nutzen. Dies kann mit einer zusätzlich zu bestimmenden Konfiguration der Rückhaltesystemeigenschaften, abweichend zu den Standardwerten ohne „Out of Position“, erreicht werden. Mittels einer Innenraumsensorik könnten diese „Out of Position“ Zustände erfasst und klassifiziert werden, die Anforderungen dieser sind jedoch vor allem für die Dynamik des Insassen nicht bekannt.

Es wird ausgehend davon ein auf virtuellen Methoden basierender Lösungsansatz vorgestellt, der es ermöglicht, die entsprechenden Parameter der Innenraumsensorik zu identifizieren und die Anforderungen für zukünftige Innenraum-Sensoriksysteme im Stadium der Vorentwicklung zu definieren. Aktuell werden die Parameter wie Größe, Gewicht und Position des Insassen erfasst und beispielsweise in den „static-suppression“ Tests der FMVSS für „Out of Position“ Insassenzustände zur adaptiven Airbagentfaltung herangezogen. Kinematische Insasseneigenschaften werden mit den bekannten Methoden der Insassen-Klassifizierung nicht bewertet.

Der Kritikalitätsraum, als entwickelter Lösungsansatz, verbindet das Verletzungsrisiko der In-Crash Phase eindeutig mit einem bestimmten Insassenzustand bei t_0 . Die rein auf virtuellen Methoden basierende Entwicklung beinhaltet zwei Hybrid III Dummies (5 % und 50 %) in einem generischen Innenraummodell. Aufgrund einer Vielzahl an möglichen Variationen der Pre- und In-Crash Phase stellt der virtuelle Ansatz das einzig sinnvolle Vorgehen dar. Die Untersuchung beschränkt sich auf die Beifahrerseite und ist mit den Entwicklungen im Bereich des hoch automatisierten Fahrens begründet, da auch der Insasse auf der Fahrerseite in diesem Fahrmodus einen höheren Grad an Freiheiten in der Positionierung im Innenraum nutzen kann. Es lassen sich mit den definierten geometrischen (Verlagerung, Rotation) sowie kinematischen (Relativgeschwindigkeit) Parametern und dem überlagerten Verletzungsrisiko die Anforderungen an zukünftige Innenraum-Sensoriksystem ableiten.

In einem ersten Schritt werden die aus der Literatur bekannten realen Verlagerungen des Insassen in der Pre-Crash Phase mit dem virtuellen Modell abgebildet. Die sich daraus ergebenden Insassentrajektorien dienen als Datenbasis für die Selektion der Insassenzustände, die bei t_0 vorliegen und die mit einer folgenden In-Crash Phase bezüglich des Verletzungsrisikos bewertet werden sollen. Die zeitlich gekürzte und zwangsgeführte Berechnung der Bewegung des Insassen (entwickelte Sub-Methode des Kritikalitätsraumes) einer bekannten Pre-Crash Phase (Datenbasis) bis zu dessen ausgewählten Insassenzustands bei t_0 , wird in einem nächsten Schritt mit der Berechnung der In-Crash Phase gekoppelt. Ergebnis daraus ist der eindeutige Zusammenhang eines bestimmten Insassenzustands bei t_0 mit dem Verletzungsrisiko der darauffolgenden In-Crash Phase. Vorteilhaft ist dabei die Reproduzierbarkeit der ausgewählten Insassenzustände bei t_0 sowie die Effizienzsteigerung aufgrund der zeitlichen Verkürzung der Pre-Crash Phase. Durch die Reproduzierbarkeit des Insassenzustands kann mit einer Parameterstudie eine

Potentialabschätzung zur Reduktion des Verletzungsrisikos durchgeführt werden. Der Crash-Puls kann ebenfalls ohne weiteres ausgetauscht werden. Mit einer Vielzahl an möglichen Insassenzuständen unterschiedlicher Pre-Crash Phasen und In-Crash Pulsen kann der Kritikalitätsraum sukzessive erweitert und die Basis zur Ableitung der Sensoranforderungen verfeinert werden. Das bestimmte Potential zur Reduktion des Verletzungsrisikos kombiniert mit einer Robustheitsuntersuchung ermöglicht daraus eine abschließende Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.

Die in der Arbeit abgeleiteten Anforderungen beurteilen die Relevanz des Erfassungsbereichs (Field of View), der Dynamik und der Insasseneigenschaften. Als Ergebnis für den erzeugten Kritikalitätsraum ist eine erhöhte Relevanz der Anforderung zur Dynamikbestimmung festzustellen. Für kleinere Insassen ergibt sich allgemein eine erhöhte Relevanz aller in dieser Arbeit definierten Anforderungen der Innenraumsensorik. Durchschnittlich große und schwere Insassen sind mit den Randbedingungen zumindest bei den in dieser Arbeit analysierten größeren longitudinalen Vorverlagerungen weniger gefährdet als in ihrer Initialposition der jeweiligen Sitzeinstellung.

Die neue und innovative Methode „der Kritikalitätsraum“ liefert somit relevante Daten zur Selektion einer geeigneten Innenraumsensorik zur Erfassung des Insassenzustands sowie die Vorgehensweise zur Identifikation von vorhandenem Potential zur Verletzungsrisikoreduktion. Die damit gewählte und in einem realen Fahrzeug integrierte Innenraumsensorik kann in weiterer Folge den Insassen in „Out of Position“ Zuständen durch die mit dem Kritikalitätsraum bestimmten verbesserten Rückhaltesystemstrategien einen signifikant verbesserten Schutz bieten.

ABSTRACT

Within the last years integrated vehicle safety systems are gaining importance in the area of occupant protection. The main goal is the combination of the pre-crash and in-crash phase instead of keeping those tasks separated in the evaluation procedure. The pre-crash measures (for example: autonomous braking systems) or critical driving situations can lead to an occupant movement relative to the vehicle. If an unavoidable crash is detected, the occupant is in an “out of position” occupant condition at t_0 . This position is not defined in the existing standards and regulations (for example: Euroncap, UN-R, FMVSS). In addition to the occupant movement caused by the pre-crash maneuvers, deviations from the standard position also result from changes in seat settings and actions of the occupant. The challenge is to derive the relevant occupant monitoring requirements to be able to use the potential for reducing the injury risk with an advanced configuration of the restraint system parameters. For this purpose, systems are needed which can detect and categorise these occupant conditions. Up to now only static parameters are described in legislative protocols for occupant monitoring systems, addressing airbag suppression in out of position occupant conditions. Based on the identified problem an approach based on virtual methods is presented, which makes it possible to identify the corresponding relevant parameters of the interior sensing system. The “extended parameter space” is the developed approach and includes a distinct method for the definition of the injury risk of the In-Crash with respect to the occupant condition at t_0 . The development, based on virtual methods, was carried out with two hybrid III dummies (5% and 50%) and a generic interior model in LS-Dyna. The decision of the virtual approach represents the only sensible procedure for a large number of possible variations of the pre- and In-Crash phase. Highly autonomous driving modes allow all occupants to choose their position in the interior space with a higher degree of freedom, which is why the passenger side was selected in this study. With the defined geometric, kinematic parameters and the superimposed injury risk, requirements for future interior sensing systems can be derived, additionally with the identification of the occupant dynamics.

In a first step, the known real occupant movements from the literature are implemented in the virtual method. The virtually occupant condition database serves as a source to determine the criticality with the developed method. A shortened calculation of the Pre-Crash phase coupled with the In-Crash phase has the advantage in terms of reproducibility of the selected occupant states at t_0 and the increase in efficiency due to the shortening of the Pre-Crash phase. For a final classification of the relevance of the requirements it is necessary to evaluate the potential to reduce the injury risk and determine the most suitable and technically feasible measures. For an unambiguous identification of the assessed relevance it is finally necessary to check the determined potential with a robustness analysis. The derived requirements assess the relevance of the field of view, the dynamics of the occupant and the occupant characteristics. As a result, an increased relevance of the requirement for determining the dynamics is found. For smaller occupants, there is generally an increased relevance of all requirements. Occupants of average weight and height are less endangered with the selected boundary conditions, at least in the case of the larger longitudinal displacements in each seat position analysed in this work followed by a harder crash pulse in the in-crash phase.

The new and innovative method “the extended parameter space” provides relevant requirements for the selection of a suitable interior sensor system. Based on this interior sensor system occupants in “out of position” condition show significantly improved protection through the improved restraint system strategies determined within the extended parameter space.

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

ΔX	Differenz in X
ΔZ	Differenz in Z
$\Delta\phi$	Differenz des Winkels ϕ
1D	Eindimensional
A0/B0	Innere und äußere Breite des Korridors
a_b	Bremsverzögerung
AEB	Autonomous Emergency Braking
AES	Autonomous Emergency Steering
AIS	Abbreviated Injury Scale
AK-WP	Airbagkontakt-Wegpunkt
CEDATU	Central Database for In-Depth Accident Study
CORA	Correlation and Analysis
CPU	Central Processing Unit
DTW	Dynamic Time Warping
Δt_{AK-WP}	Zeitversatz des Erreichens des Airbagkontakt-Wegpunktes bezogen auf die Referenz
EURONCAP	European New Car Assessment Programme
FB3	Schultergurtkraft zwischen dem B-Säulen Umlenker und dem ersten Schulterkontakt des Gurts
FB6	Beckengurtkraft kurz vor dem Endbeschlag
FEM	Finite Elemente Methode
F_{Femur}	Femurkraft
FMVSS	Federal Motor Vehicle Safety Standards
F_{NC}	Nacken-Druckkraft
F_{NT}	Nacken-Zugkraft
FoV	Field of View, Erfassungsbereich
F_{PPT}	Kraft des Pre-Pre-Tensioners
g	Erdbeschleunigung
G_1	Wichtungsfaktor der Korridorbewertung
G_G	Wichtungsfaktor der Größenbewertung
GIDAS	German In-Depth-Accident Study
G_P	Wichtungsfaktor der Phasenbewertung
G_V	Wichtungsfaktor der Steigungsbewertung
h	Stunde
H305	Hybrid III 5% Dummy
H350	Hybrid III 50% Dummy
HBM	Menschmodell
HIC 15	Head Injury Criterion
HMV	Halbe maximale Verlagerung
HPC	High Performance Cluster
Hz	Hertz
ID	Identifikation
K1	Knoten 1
K_M	Exponent zur Berechnung der Größenbewertung
km/h	Kilometer pro Stunde
kN	Kilo-Newton
K_P	Exponent zur Berechnung der Phasenbewertung
K_S	Exponent zur Berechnung der Steigungsbewertung
K_z	Exponent zur Berechnung der Korridorbewertung
LL	Kraftbegrenzer, Load Limiter

m/s	Meter pro Sekunde
mm	Millimeter
ms	Millisekunden
MV	Maximale Verlagerung
N	Newton
NHTSA	National Highway Traffic Safety Administration
NIJ	Neck Injury Criterion
OOP	Out of Position
P	Wahrscheinlichkeit
Φ	Kumulierte Standard-Normalverteilung
Pf050	Sitzeinstellung, Position um 50mm nach vorne verschoben
PMHS	Post Mortem Human Subject
PPT	Pre-Pre-Tensioner
Pr075	Sitzeinstellung, Position um 75mm nach hinten verschoben
Pr150	Sitzeinstellung, Position um 150mm nach hinten verschoben
Pr225	Sitzeinstellung, Position um 225mm nach hinten verschoben
Ps000	Standard-Sitzeinstellung
PT	Pre-Tensioner
RHS	Rückhaltesystem
RMS	Wurzel der mittleren Fehlerquadratsumme
RR	Relative Risk
SAE	Society of Automotive Engineers
SID	Side Impact Dummy
SLL	Zweite Kraftbegrenzungsstufe des Schultergurts
SLLF	Skalierungsfaktor der zweite Kraftbegrenzungsstufe des Schultergurts
t	Zeit
t_0	Kontaktzeitpunkt mit dem Kollisionsgegner, In-Crash Beginn
t_a	Beschleunigungsphase
TD	Brusteindrückung
t_d	Verzögerungsphase
THOR	Test device for Human Occupant Restraint
THUMS	Total Human Model for Safety
t_{lag}	Nachlaufphase
$t_{Pre-Crash}$	Pre-Crash Zeit bis zum Kontaktzeitpunkt mit dem Kollisionsgegner
TTC	Time to Collision
UNECE	United Nations Economic Commission for Europe
USNCAP	US New Car Assessment Program
v_{sca}	Skalierungskoeffizient der Geschwindigkeit
ϵ_m	Maximal zulässiger Größen-Parameter
ϵ_{pmax}	Maximal zulässiger Zeitversatz-Parameter
ϵ_s	Maximal zulässiger Steigungs-Parameter

1 EINLEITUNG

In der Fahrzeugentwicklung wird in Bezug auf Insassensicherheit der Fokus im Entwicklungsprozess seit einigen Jahren verstärkt auf integrale Insassenschutzsysteme gelegt. Dies bedeutet eine Erweiterung von der klassischen passiven Fahrzeugsicherheit hin zu einer kombinierten Betrachtung unter Einbezug der aktiven Fahrzeugsicherheit. Dabei wird grundsätzlich versucht, technische Lösungen zu schaffen, mit denen ein Unfall gänzlich vermieden werden kann. Wird durch das aktive Sicherheitssystem des Fahrzeuges jedoch ein unvermeidlicher Unfall detektiert, werden integrale Sicherheitssysteme mit dem Ziel eingesetzt, das Verletzungsrisiko der an dem Unfall beteiligten Personen, zum Beispiel Insassen, möglichst optimal zu reduzieren. Für die Auslegung der in den integralen Systemen eingesetzten passiven Rückhaltesysteme gibt es grundsätzlich Erfahrungswerte aus dem Feld von fast vier Jahrzehnten. Daher sind diese Rückhaltesysteme in Bezug auf die verschiedensten Unfallszenarien zum Schutz des Insassen breitbandig wirksam. Diese passiven Rückhaltesysteme, wie beispielsweise Gurte und Airbags sind in nahezu jedem Fahrzeug vorhanden und werden erst nach t_0 , dem Kontaktzeitpunkt eines Unfalls, ausgelöst. Im Fahrzeug verbaute Sensoren werden dabei genutzt, um einerseits Belastungen auf die Struktur zu erkennen und andererseits aus den Signalen einer im Fahrzeug integrierten Logik den zu erwartenden Lastfall abzuschätzen. Signale, die evaluiert werden, kommen dabei von spezifischen Crashsensoren (zum Beispiel: von Beschleunigungssensoren, Drucksensoren) und standardmäßig im Fahrzeug implementierter Sensoren zur Erfassung und Klassifizierung des Istzustandes des Gesamtsystems (zum Beispiel: Raddrehzahlsensor, Drucksensoren im Sitz) [Jungmann (2004), Dux et al. (2015), Haroglu et al. (2016), Jost K. (2000), Kuboki et al. (2001)].

Diese passiven Sicherheitssysteme, beziehungsweise auch aktive Sicherheitssysteme, werden derzeit nach bereits definierten Anforderungen auf ihre Zulässigkeit und ihr Potential zur Reduktion der Unfallschwere und Unfallfolgen untersucht. Die entsprechenden etablierten und akzeptierten Testverfahren, beispielsweise die United Nation Regulation – UN-R – und das European New Car Assessment Programme – Euroncap – können das Schutzniveau mit realen Methoden bewerten und werden teilweise bereits mit Ergebnissen aus virtuellen Methoden erweitert [UN-R94 (2019), Euroncap (2019a), Euroncap (2019), Euroncap (2018a)].

Die proaktive Bestimmung der Unfallschwere bei Fahrzeug-Fahrzeug-Kollisionen in der Pre-Crash Phase ist aufgrund der fehlenden Information zu dem Fahrzeugtyp des Kollisionsgegners jedoch relativ gering. Bereits in der Entwicklungsphase der jeweiligen Fahrzeugstruktur muss daher genau definiert werden, bei welchem Signalverlauf nach dem Erstkontakt die Auslösung der passiven Rückhaltesysteme – RHS – passend zum erkannten Unfalltyp ablaufen muss, damit ein den Randbedingungen entsprechendes Sicherheitsniveau erreicht wird [Dux et al. (2015)]. Darauf aufbauend kann eine eingesetzte Logik, basierend auf den Daten der beispielsweise Umfeld-, Crash-, und Insassenerfassung, unterschiedliche Zündzeiten, Kraftniveaus und Airbagstufen wählen. Durch die Anpassung dieser Parameter an spezifische Randbedingungen des realen Unfalls könnte ein beispielsweise vorhandenes Potential zur Verletzungsrisikoreduktion genutzt werden.

Bei der Bewertung von passiven Sicherheitssystemen wird für den vorgeschriebenen Crashlastfall jedoch nur eine bestimmte Position des Insassen (Initialzustand bei dem Kontaktzeitpunkt mit dem Kollisionsgegner – t_0) berücksichtigt, die in den dazugehörigen Dokumenten detailliert definiert ist. Wird der zu erfassende Bereich auf einen kurzen Zeitraum vor t_0 erweitert (bis zu mehreren Sekunden) liegen die Insassenzustände der Pre-Crash Phase vor und die Möglichkeiten zur Erkennung des Gefahrenpotentials und der Bereitstellung des optimalen Schutzes vergrößern sich signifikant. Zusätzlich zu den Crashtests (Zeit ab t_0) findet sich in neueren Test-Protokollen eine steigende Anzahl an Szenarien, die sich mit der Pre-Crash

Phase befassen (zum Beispiel: EURONCAP (2018a)). Dabei wird die kritische Situation jedoch meist getrennt von dem eigentlichen Crashszenario betrachtet und evaluiert [EURONCAP (2018a), Lemmen P. (2012), Seiniger und Schaller (2014)]. Es stehen vor allem das Handling des Fahrzeuges sowie auch die Unfallvermeidung oder zumindest die Reduktion der kinetischen Energie im Vordergrund. Eine Kopplung der möglichen unterschiedlichen Insassenzustände bei t_0 mit den gesetzlichen Crashversuchen ist in den Protokollen beispielsweise der UN-R94 und der FMVSS 208 nicht beschrieben [UN-R94 (2019), FMVSS (2019)].

Weitere Forschungsthemen für die automobiler Zukunft weisen zudem einen starken Trend zum teilbeziehungsweise hochautomatisierten Fahren auf, welche vor allem die Pre-Crash Phase stark beeinflussen können und somit auch die Randbedingung des möglichen Crashlastfalls ändern. Die Reaktion der Insassen vor einer Kollision kann sich somit ebenfalls grundlegend ändern.

Unter anderem werden die Umweltzustände der Pre-Crash Phase mittels Sensoren erfasst, verarbeitet und daraus gezielte Entscheidungen abgeleitet [Janssen H. and Niehsen (2004)]. Dies sollte nach Einschätzung der National Highway Traffic Safety Administration – NHTSA – ab 2025 und der Einstufung der Society of Automotive Engineers – SAE – Norm J3016 zu autonom betriebenen Fahrzeugen der Stufe 5 führen [SAEJ3016 (2016), NHTSA (2019)] und liegt per Definition über dem hochautomatisierten Fahrbetrieb. In aktuellen Fahrzeugen sind jedoch bereits aktive Sicherheitssysteme verbaut, die zumindest in ausgewählten Fahrsituationen automatisierte Fahrfunktionen ermöglichen (zum Beispiel: Autonomes Bremssystem – AEB). Andererseits können auch innerhalb der Systemgrenze, im Innenraum des Fahrzeuges, Bereiche überwacht werden, um daraus relevante Daten zum jeweiligen Systemzustand beziehungsweise einer Risikoabschätzung des vorliegenden Systemzustands zu erlangen.

Welche neuen Herausforderungen ergeben sich unter Einbezug hochautomatisierter Fahrfunktionen? Bei den auftretenden Fahrmanövern ist der Insasse auch in innovativen zukünftigen Innenraumkonzepten weiterhin in einem Sitz positioniert, er kann durch die reduzierte mechanische Bewegungseinschränkung dieser Konzepte im Vergleich zu konventionellen Fahrzeugen jedoch eine höhere Anzahl unterschiedlicher Zustände einnehmen [RoadtoZero (2019), Volvo-Concept (2019), MB (2019), FT (2019), SafetyWissen (2019), PIM (2019)]. Sitzverdrehungen bis zu 180 Grad und erweiterte Sitzverstellfelder im Innenraum sind diesen Konzepten zu entnehmen. Ein daraus abgeleiteter, bereits in der Literatur behandelter Insassenzustand ist die annähernd liegende Position des Insassen [Östling et al. (2017)]. Auch beim Fahrer können im Crashlastfall, zum Beispiel im hochautomatisierten Betrieb, Insassenzustände wie beim Beifahrer auftreten, wenn dieser zum Beispiel die vorliegenden Warnungen des Fahrzeuges ignoriert oder während der Fahrt schläft [Automobilwoche (2019)].

Diese Insassenzustände können beispielhaft mit dessen Position und Geschwindigkeit beschrieben werden. Kommt es in dem Fahrmanöver zu einer Beschleunigung des Fahrzeuges, wirken auf den Insassen zusätzlich Gurtkräfte, die seine Position und Geschwindigkeit ebenfalls beeinflussen. Verursacht werden die auf den Insassen wirkenden Kräfte beispielsweise durch Lenk- beziehungsweise Bremsmanöver und sind abhängig von externen Umwelteinflüssen (zum Beispiel: Reibwert des Reifens zum Straßenbelag, Straßenverlauf) und fahrzeugspezifischen Parametern (zum Beispiel: Bereifung, vorhandene Sicherheitssysteme, Geometrie des Innenraums, AEB und Autonome Lenksysteme – AES) beziehungsweise vom Insassen selbst (Initialzustand im Innenraum, Reaktionszeit, Bremskraft, gesetzte Handlungen des Insassen).

Mit fortschreitender Entwicklung aktiver Systeme und kontinuierlicher Verbesserung der bestehenden passiven Systeme werden die Möglichkeiten für eine Reaktion auf geänderte Insassenzustände durch eine kritische Situation stark erhöht. Einen möglicherweise entscheidenden Vorteil für eine Verbesserung des Verletzungsrisikos kann dabei die Insassenzustandserfassung bieten, um entsprechende Änderungen in der Rückhaltesystemstrategie zu ermöglichen. Damit könnte das Verletzungsrisiko bei gleichbleibender

Unfallschwere reduziert werden. Durch die Vielzahl an Möglichkeiten sollte für die Entwicklung einer fahrzeugspezifischen Innenraumerfassung jedoch die Relevanz unterschiedlicher Parameter, wie zum Beispiel Insassenposition und Insassengeschwindigkeit in Abhängigkeit der Auswirkungen einer Sicherheitsstrategie auf das Insassenverletzungsrisiko, bekannt sein.

Es stellt sich nun die Frage, inwieweit Innenraumsensoriksysteme zur Bestimmung des Insassenzustands die Möglichkeit schaffen, vorhandenes Potential durch eine verbesserte Abstimmung der Rückhaltesystemkomponenten zur Verletzungsrisikoreduktion zu erkennen und zu nutzen. In Zukunft werden genauere Informationen über die Position und die Insasseneigenschaften sowie auch dynamische Größen, wie die Insassen-Kinematik verfügbar sein. Ebenso müssen in Arbeiten wie der vorliegenden Methoden entwickelt werden, die helfen, die Wirkung des Rückhaltesystems in diesen spezifischen Situationen noch genauer als bisher zu verstehen um darauf mit der bestmöglichen Einstellung des Rückhaltesystems reagieren zu können. Ein breiter Einsatz solcher Innenraumsensoriksysteme ist mit hoher Wahrscheinlichkeit zu erwarten. Einerseits können damit allgemeine Komfortfunktionen [Dreuw und Leurs (2018), Forster und Zittlau (2018)] bedient werden, andererseits sicherheitsrelevante Funktionen abseits der Konfliktpunkte im Straßenverkehr gelöst werden (zum Beispiel: Kinder, Tiere). Zudem muss auch in Zukunft auf nicht zu vermeidende Kollisionen trotz teilautonomer Systeme (AEB) [Svensson et al. (2014), Gruber et al. (2019)] eine Reaktion des Rückhaltesystems erfolgen.

2 PROBLEMSTELLUNG

In den derzeitigen Normen, Regulierungen und Verbraucherschutztests [FMVSS (2018), UN-R (2018), Euroncap (2019a)] kommen anthropometrische Testpuppen (Dummys) für bestimmte Szenarien zum Einsatz, die sich in Größe, Gewicht und im Aufbau aufgrund des Verletzungsrisikos einer Belastungsrichtung (Messgrößenerfassung) unterscheiden [Humanetics (2018a)]. Diese Szenarien beziehen sich jedoch nur auf den In-Crash ($t > t_0$) und zudem ist für alle Insassen für jedes einzelne Szenario nur jeweils ein Insassenzustand bei t_0 definiert.

In der FMVSS 208 wird beispielsweise ein sich von den Crashtests abweichender Insassenzustand als „out of position“ – OOP – (eine statische Position des Dummys) definiert und in statischen Tests zur Bestimmung der Aggressivität des Rückhaltekomponenten eingesetzt [NHTSA (2000), Tylko und Dalmatos (2001)]. In diesen OOP Tests sind Systeme der Insassenerfassung bereits im Einsatz, jedoch nur für eine rein positions- und insassengrößenabhängige Klassifizierung. Es wird in den Tests ebenfalls nicht auf die Dynamik einer Pre-Crash Phase eingegangen. Da es einen eindeutigen Zusammenhang mit der vorliegenden Problemstellung der Auswirkungen unterschiedlicher Insassenzustände bei t_0 auf das In-Crash Verletzungsrisiko gibt, werden auch in dieser Arbeit die möglichen Insassenzustände bei t_0 als OOP Insassenzustände beschrieben.

In der Realität treten jedoch eine Vielzahl an weiteren möglichen Kombinationen aus In-Crash Phasen und Insassenzuständen bei t_0 auf, die in den aktuellen Normen, Regulierungen und Verbraucherschutztests nicht betrachtet werden.

Wird nun die Pre-Crash Phase in einem Szenario mitberücksichtigt, treten mitunter Relativbewegungen auf, die einen wesentlichen Einfluss auf das Verletzungsrisiko aufweisen können [Östmann et al. (2016), Woitsch et al. (2012)]. Dabei steht die Interaktion des Menschen mit den Rückhaltekomponenten (zum Beispiel: Airbags, Gurt) in der In-Crash Phase im Vordergrund. Einerseits ist hier die Kontaktzeit mit dem Airbag von Interesse, andererseits sind es auch die Kontaktfläche und der Kontaktwinkel, die sich aufgrund des geänderten Insassenzustandes bei t_0 einstellen. Des Weiteren ist auch der Gurt entscheidend, der zum Beispiel durch eine erhöhte laterale Auslenkung von der Schulter rutschen und die ursprüngliche Rückhaltewirkung nicht länger gewährleisten kann [Mages et al. (2011)].

Damit das möglicherweise vorhandene Potential zur Reduktion des Verletzungsrisikos integraler Sicherheitssysteme für einen Insassenzustand bei t_0 am Ende der Pre-Crash Phase genutzt werden kann, muss eine innovative Methode eingesetzt werden, die eine Bewertung der Teil-Systeme (aktive/passive Sicherheitssysteme) und deren Zusammenspiel in der gekoppelten Pre- und In-Crash Phase ermöglicht. Diese Methode sollte jeden erreichbaren Insassenzustand bei t_0 berücksichtigen können. Zudem ist es von Interesse, die relevanten Parameter zu identifizieren, die für die Erfassung des Insassenzustands bei t_0 benötigt werden, um in einer anschließenden In-Crash Phase Anpassungen am Rückhaltesystem zu bestimmen. Alle möglichen OOP Insassenzustände bei t_0 können unter dem neu definierten Überbegriff „Aufenthaltsraum“ zusammengefasst werden. Der Aufenthaltsraum enthält dadurch Informationen der Pre-Crash Phase eines Insassen und kann in die folgenden Kategorien unterteilt werden:

- Eigenschaften des Insassen (personenbezogene Randbedingung)
- Position (geometrische Randbedingung)
- Geschwindigkeit (kinematische Randbedingung)

Damit die entsprechenden Rückschlüsse auf dynamische Insassenzustände und deren Erfassungsgrößen ermittelt werden können, sind demnach Kenntnisse der Pre-Crash Kinematik des Fahrzeugs essentiell. Die daraus resultierende, auf das Fahrzeug bezogene Veränderung des Insassenzustands in der Pre-Crash Phase, deren Parameter bereits zuvor definiert wurden, ist von den folgenden aufgelisteten Faktoren abhängig:

- Pre-Crash Manöver
- Rückhaltesystem des Fahrzeugs in der Pre-Crash Phase
- Eigenschaften des Insassen (zum Beispiel: Trägheit resultierend aus Größe, Gewicht)
- Initialer Insassenzustand vor dem kritischen Fahrmanöver, inklusive Sitzeinstellung relativ zum Fahrzeug
- Handlungen des Insassen (zum Beispiel: Lesen, Schlafen, Gegenstand suchen)
- Aktivitäts- und/oder Aufmerksamkeitszustand des Insassen

Die Haupteinflussgrößen sind in Abbildung 1 dargestellt. Die wichtigsten zwei zeitlichen Bereiche sind die Pre-Crash Phase bis t_0 und die In-Crash Phase (Crashpuls nach t_0). Zu betrachten ist neben dem Insassen auch das Fahrzeug, dass bei t_0 ebenfalls durch eine definierte Position und einen Geschwindigkeitsvektor sowie allgemeine Spezifikationen, beispielsweise durch die Masse und die Geometrie, beschrieben werden kann. Für das Fahrzeug selbst sind zum Beispiel Geschwindigkeit, Masse, Struktur, Anprallwinkel, Überdeckung entscheidende Parameter für die Unfallschwere. Zusätzlich zu diesen Parametern ist das Pre-Crash Manöver und das Kollisionsobjekt mitentscheidend für das Verletzungsrisiko des Insassen. Mit Informationen der Umfelderkennung kann der mögliche Kontaktbereich berechnet und ab einem bestimmten Zeitpunkt als unvermeidliche Kollision klassifiziert werden [Dang et al. (2012)]. Eine Risikoeinstufung des Systems beziehungsweise eine übermittelte Warnung an den Insassen [Panou (2018)] kann sich ebenfalls auf den OOP Insassenzustand auswirken.

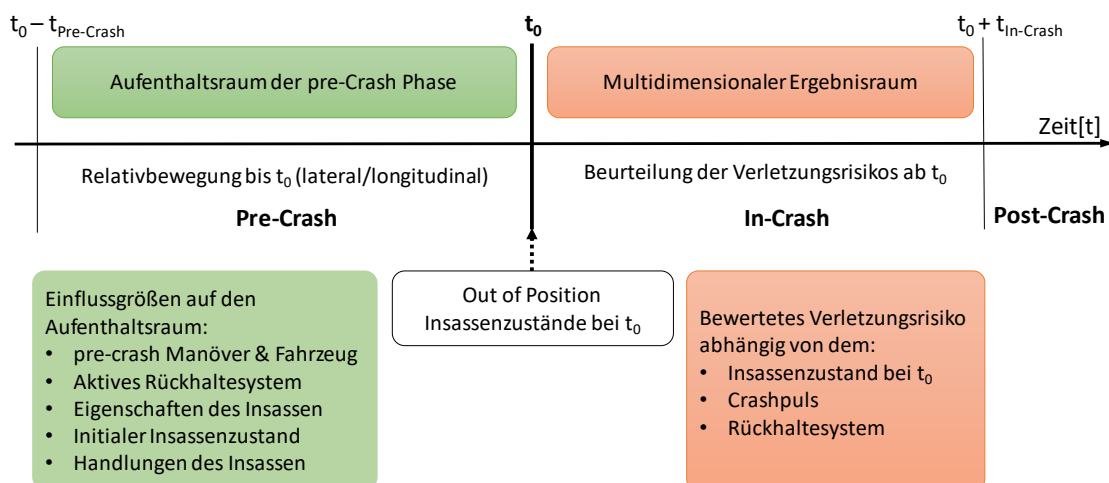


Abbildung 1: Pre-Crash und In-Crash Phase mit dem Insassenzustand bei t_0 als Übergabedefinition und der zugehörigen Einflussgrößen.

3 STAND DER TECHNIK

Im Stand der Technik werden aus der Problemstellung abgeleitete Fragestellungen hinsichtlich des Nutzens einer Erfassung und einer geeigneten Bewertung des Verletzungsrisikos bei einem beliebigen Insassenzustand bei t_0 analysiert. Diese Fragestellungen lassen sich in drei verschiedenen Bereiche gliedern, dessen Ausarbeitung weiteren Aufschluss eines möglicherweise notwendigen neuen Lösungsansatzes beschreibt:

- (1) Welche Auswirkungen abweichender Insassenzustände bei t_0 sind auf das Verletzungsrisiko im Crashlastfall zu erwarten, beziehungsweise welches Potential zur Verletzungsrisikoreduktion ergibt sich bei einer Optimierung von irreversiblen Rückhaltesystem-Komponenten für den Istzustand bei t_0 und wie ist dessen Robustheit einzustufen?

Bewertung/Conclusio: Ist eine hohe Relevanz bezüglich des Verletzungsrisikos der zu erwartenden abweichenden Insassenzustände bei t_0 aus den veröffentlichten Studien zu erkennen?

Bewertung/Conclusio: Wurde die Thematik der Potentialerkennung, Robustheit der RHS Parameter und daraus abgeleitete Optimierungen des RHS zur Verletzungsrisikoreduktion miteinbezogen?

- (2) Welche Verfahren werden zur Reduktion des Verletzungsrisikos des Insassen basierend auf dessen Initialposition, Geschwindigkeit und einwirkender externer Kräfte bei t_0 eingesetzt?

Bewertung/Conclusio: Wurde die Problemstellung der abweichenden Insassenzustände bei t_0 hinsichtlich der Position, der Geschwindigkeit, der einwirkenden Kräfte und der Eigenschaften des Insassen adressiert und sind daraus Rückschlüsse auf Insassenerfassungssysteme gezogen worden?

- (3) Welche Anforderungen an Innenraumsensoriksysteme sind hinsichtlich der Parameter der OOP Insassenzustände bei t_0 zur Verletzungsrisikoreduktion im In-Crash bekannt?

Bewertung/Conclusio: Decken diese Anforderungen den Bedarf in Bezug auf die Erfassung des Insassen bezüglich dessen Position, Geschwindigkeit, einwirkender externer Kräfte und Eigenschaften bei t_0 zur Verletzungsrisikoreduktion?

Zusätzlich ist es notwendig, die dabei auftretenden relevanten Randbedingungen der Pre-Crash Phase zu identifizieren und die In-Crash Phase mittels eines Crash-Pulses zu beschreiben. Dies wird mit einer Erweiterung in einem vierten Punkt erarbeitet:

- (4) Welche relevanten Informationen liegen für die Definition der notwendigen Randbedingungen der Pre-Crash und der In-Crash Phase vor, die in einem Lösungsansatz zur Problemstellung zur Anwendung kommen müssen?

Conclusio: Zusammenfassung der relevanten Größen.

Das Risiko und Potential sowie bereits umgesetzte Methoden zur Evaluierung und Erfassung von bei t_0 vorliegenden OOP Insassenzuständen werden auf deren Relevanz, Schwachstellen und

Entwicklungspotential erfasst und evaluiert. Die für den Lösungsansatz notwendigen Einschränkungen und die zu verwendenden Randbedingungen, abgeleitet aus den vorliegenden Erkenntnissen der Literatur, werden als weiterer notwendiger Schritt erarbeitet. Nach der Ausarbeitung der Randbedingungen des bereits in Abbildung 1 eingeführten Aufenthaltsraumes in der Pre-Crash Phase und der darauf anschließenden In-Crash Phase, basierend auf Literaturdaten, werden die identifizierten Ergebnisse der beschriebenen Problemstellungen einer abschließenden Beurteilung unterzogen, um damit die Relevanz eines neuen Lösungsansatzes zu evaluieren.

Eine Einschränkung wird vorab für die zur Analyse heranzuziehenden Methoden getroffen. In der untenstehenden Tabelle 1 sind die übergeordneten Methoden Simulation und Realtest, mit denen entweder die Pre-Crash, In-Crash oder gekoppelte Phase evaluiert werden könnten, sowie die jeweils zugehörigen Subgruppen angeführt. Da sich die Arbeit auf beide Bereiche bezieht und die Gruppe der Freiwilligen keiner In-Crash Belastung ausgesetzt werden darf, ist diese beim Realtest auszuschließen.

Post mortem human subjects – PMHS – als zweite Subgruppe der Realtests sind für eine Pre-Crash Phase nicht geeignet, da die relevanten Bewegungsmuster aufgrund der fehlenden Muskelaktivität nicht erfasst werden können. Zudem ist in beiden Fällen die Reproduzierbarkeit der Versuchsergebnisse aufgrund unterschiedlicher anatomischer Eigenschaften nicht gegeben. Es bleiben somit nur Dummies in Realtests beziehungsweise Dummies und Human Body Models – HBM – in der Simulation für den Einsatz in virtuellen Methoden zur weiteren Betrachtung erhalten. Nach diesen Gruppen wird der Stand der Technik in Bezug auf die Problemstellung untersucht.

Tabelle 1: Methoden, die für Pre-Crash oder In-Crash Phasen eingesetzt werden können.

Hauptgruppe	Untergruppe	Eignung für Pre-Crash	Eignung für In-Crash
Simulation	Dummy	Ja	Ja
	HBM	Ja	Ja
Realtest	Dummy	Ja	Ja
	PMHS	Nein	Ja
	Freiwillige	Ja	Nein

3.1 Auswirkungen des OOP Insassenzustand bei Crashbeginn auf das Verletzungsrisiko

Als erster Schritt zur Bewertung der Problemstellung wird von den definierten vier Untersuchungspunkten der Erste (1, „Auswirkungen abweichender Insassenzustände bei t_0 auf das Verletzungsrisiko“) evaluiert. Für die nachfolgende Analyse der am Anfang des Kapitels definierten Untersuchungspunkte (2, 3) muss vorerst geklärt werden, inwieweit sich Verletzungsrisiken aufgrund von OOP Insassenzuständen von den eingestuften Risiken der bekannten Testverfahren unterscheiden. Dabei liegen ebenfalls relevante Untersuchungsmerkmale der Verletzungsrisiken von OOP Insassenzustände auf dem möglichen Potential zur Verletzungsrisikoreduktion und dessen Robustheit. Robustheitsuntersuchungen befassen sich abweichend zur Potentialermittlung mit dem Systemverhalten bei beispielsweise „falsch gesetztem“ t_0 des In-Crashes. Die Evaluierung des Verletzungsrisikos von OOP Insassenzuständen unterteilt sich nun in die zwei Hauptgruppen aus Tabelle 1 (Realtest und Simulation).

Realtest

Für den Realtest besteht zumindest eine Studie zu abweichenden Insassenzuständen bei t_0 , auch wenn diese nicht direkt auf den Insassenzustand eingeht, der sich dabei einstellt. In den zwei Realversuchen von Berg et al. (2013) wird nur ein Fahrzeug mit einem AEB System (time to collision – TTC = 0.9 s, Aktivierung

des AEB), von initialen 64 km/h (v_0 - Testgeschwindigkeit des Vergleichsfahrzeuges) auf 40 km/h verlangsamt. Dabei wurden im Fahrzeug das reversible Rückhaltesystem bereits bei $TTC = 1.1$ s aktiviert (um 0.2 s vor der AEB Aktivierung), um eine zu starke Vorverlagerung der Hybrid III 50 % – H350 – Dummies in der AEB Phase zu vermeiden. Die aus dem Vergleich resultierende Verbesserung der Verletzungskriterien beruht hierbei jedoch stark auf der reduzierten kinetischen Energie durch die Pre-Crash Bremsung und liegt für den Fahrer bei circa 19 % (Nackenzugkraft) bis 76 % (HIC 36) unter denen des Vergleichsfahrzeugs. Der sich mit der AEB Bremsung vor dem Crash einstellende Insassenzustand bei t_0 wird nicht beschrieben.

Simulation

Für eine erweiterte Aussagefähigkeit der Ergebnisse im Vergleich zu Realtests mit Dummies wird auf die zur Verfügung stehenden Tools für Mehrkörperdynamik (zum Beispiel: Madymo (2019)) und der Finiten Elemente Methode – FEM – (zum Beispiel: LS-Dyna (2019)) zurückgegriffen. Für diese Methoden stehen auf spezielle Belastungen validierte Insassenmodellen zur Verfügung, die mit der Integration einer Fahrzeugumgebung Rückschlüsse auf das Verletzungsrisiko zulassen.

Ein ähnliches Vorgehen, jedoch mit virtuellen Tools und einem aktiven Menschmodell bewertet, zeigen Östmann et al. (2016) ausgehend von einer Initialgeschwindigkeit von 64 km/h, den Einfluss von AEB und reversiblen Gurtstraffer. Dabei ergibt sich eine Reduktion der Belastungswerte bei 56,5 km/h von 15 % bis 45 % und bei 40 km/h von 60 % bis 70 % für die Geschwindigkeitsänderung durch das AEB System in Kombination mit dem reversiblen Gurtstraffer [Östmann et al. (2016)].

Jeong et al. (2011) setzten in der virtuellen Pre-Crash Phase ebenfalls ein AEB System in Kombination mit einem aktiven Gurtstraffer ein und geben eine Risikoreduktion von 13 % für den HIC, 62 % für das Nackenverletzungs-Kriterium NIJ (berechnet aus Kräften und Momenten bezogen auf Dummy spezifische Grenzwerte) und 15 % für die Brusteingdrückung an, wenn das Fahrzeug durch das Pre-Crash Manöver von 56 km/h auf 40 km/h verzögert wird und mit nur mehr 40 km/h in den In-Crash übergeht. Von größerem Interesse ist jedoch der direkte Vergleich eines Insassen mit einem abweichenden Insassenzustand bei t_0 zur vorgeschriebenen Normposition in einem Test mit gleicher Initialgeschwindigkeit des Fahrzeuges bei t_0 . Auf diesen Punkt wurde in dieser Studie jedoch nicht eingegangen. Der Einfluss der Position und der Geschwindigkeit des Insassen beziehungsweise das davon abhängige Potential des Rückhaltesystems wurden ebenfalls nicht bestimmt.

Östmann et al. (2016) untersuchten mit einer virtuellen Methode (LS-Dyna) bei einer Initialgeschwindigkeit des Fahrzeuges von 56.5 km/h drei Fälle: „ohne Pre-Crash Verzögerung“, „mit Pre-Crash Verzögerung“ und „Pre-Crash Verzögerung mit PPT“. Dabei wurde ohne einem elektromechanischen reversiblen Gurtstraffer (Pre-Pre-Tensioner – PPT) aber mit einer Pre-Crash Verlagerung durch den AEB, bei gleicher initialer t_0 -Geschwindigkeit die Kopfbeschleunigung zwischen circa 60 ms bis 120 ms nach t_0 in der In-Crash Phase beeinflusst. Das Maximum blieb auf einem ähnlichen Niveau bei circa 120 ms nach t_0 . Mit dem PPT wurde die Brusteingdrückung in der rechten oberen Hälfte geringfügig negativ beeinflusst.

Tijssens et al. (2016) nutzten ein Mehrkörpersimulationsmodell mit einer FEM Kopplung als virtuelles Tool und evaluierten den Vergleich von PPT und AEB in der Pre-Crash Phase beziehungsweise mit AEB und keiner Pre-Crash Phase. Dabei wurde für das aktive Menschmodell die Kopfbeschleunigung durch den AEB mit und ohne PPT reduziert. Das AEB Manöver ohne PPT wies jedoch das größte Potential auf. Der Dummy wies mit PPT und AEB eine höhere Maximalbeschleunigung auf.

Haltungsänderungen aufgrund der Fahrerreaktion in der Pre-Crash Phase führen in allen untersuchten Fällen von Robache et al. (2008) zu einer Verschlechterung der Verletzungskriterien. Das verwendete Tool, ein Mehrkörper-Simulationsmodell für den Fahrer, zeigte mit der geänderten Initialposition im Vergleich zu der aus dem Fahrsimulator am häufigsten vorkommenden Position (rückwärtsgerichtete Bewegung und Verdrehung des Oberkörpers) eine Verschlechterung von größer 10 % für den NIJ und größer 70 % für den

HIC. Die atypische Position, in der der linke Arm „schützend“ zwischen Thorax und Lenkrad positioniert wird (19,8 % der Fälle im Fahrsimulator), verursachte ein um vielfach erhöhtes Risiko, weit über den Limits für HIC und den NIJ. Eine Schutzhaltung des Insassen „verstimmt“ das Rückhaltesystem der Normposition und sollte somit vermieden werden, ist jedoch ausgehend von der individuellen psychischen und physischen Verfassung und der damit einhergehenden Reaktion systemtechnisch wohl kaum zu beeinflussen. Ausschlaggebend für die absoluten Ergebnisse ist jedoch die Validierungsgüte des Modells, die Relativaussage bleibt für die atypische Position ident [Robache et al. (2008)].

Woitsch et al. (2012) führten eine virtuelle Untersuchung basierend auf einem H350 FEM Dummymodell und einem Innenraummodell mit PPT durch. Für die gewählten Rückhalteparameter (aktiver PPT) ergab sich eine Reduktion im Vergleich zur Baseline ohne Pre-Crash und Pre-Crash Maßnahmen für das „Head Injury Criterion“ – HIC von cirka 20 %, der Nackenzugkraft von cirka 15 % und der Brusteingründung von cirka 8 %. Die Femurkraft, die Nackenscherkraft und das Nackenmoment waren dabei teilweise deutlich erhöht. An der Gesamtbewertung des Lastfalles änderte sich durch die Pre-Crash Phase und der Pre-Crash Maßnahme jedoch nichts.

Eine Design of Experiment Studie mit einer Mehrkörper-Simulations-Methode von Bosma et al. (2017) für die Front-Insassen zeigt, dass für die initiale Testgeschwindigkeit (56 km/h) das Standard-RHS optimal ist. Für niedrigere Geschwindigkeiten kann mit einer Anpassung des Rückhaltesystems und mit teilweise deaktiviertem Airbag das Risiko signifikant reduziert werden. Zwischen 14.4 km/h und 28.8 m/s ist das Risiko für einen H350 und ein aktives Menschmodell ohne Airbag verbessert. Das Potential der Rückhaltung mit dem Airbag kann erst bei höheren Geschwindigkeiten genutzt werden, hat jedoch ab 43.2 km/h einen negativen Einfluss auf das Nackenkriterium. Auf die Vorverlagerung des Insassen wurde nicht eingegangen. Eine Robustheitsuntersuchung wurde nicht in die Methode mitaufgenommen.

Eine weitere Studie von Adam et al. (2011) zeigt, dass durch eine Optimierung der Rückhaltesystemeigenschaften eine durchschnittliche Risikoreduktion von cirka 20 % erreicht werden kann. Jedoch enthält die Studie keine Robustheitsuntersuchungen.

Conclusio

Zusammenfassend ist aus der Literatur zu entnehmen, dass sich eine OOP Situation vor dem In-Crash auf das Verletzungsrisiko auswirkt und dieses vor allem für den Nacken und Kopf deutlich erhöhen kann. Es ist mit geeigneten Maßnahmen in der Pre- und In-Crash Phase jedoch möglich, das Verletzungsrisiko teilweise signifikant zu reduzieren, somit ist beim Einsatz geeigneter Pre-Crash Maßnahmen Potential zur Verbesserung vorhanden. Für die eingesetzten In-Crash RHS Komponenten ist es dabei jedoch notwendig, den Insassenzustand eindeutig zu identifizieren, da eine nicht geeignete Parameterbestimmung das vorhandene Potential nicht ausschöpfen könnte. Robustheitsuntersuchungen wurden in keiner veröffentlichten Methode zu OOP Insassenzuständen gefunden.

3.2 Verfahren zur Bestimmung des Verletzungsrisikos für OOP Insassenzustände im Crashfall

Nachdem in Kapitel 3.1 festgestellt wurde, dass es einer eindeutigen Verbesserung des Istzustandes durch neue Systeme bedarf, wird folgend der zweite Punkt (2, „Welche Verfahren werden zur Reduktion des Verletzungsrisikos des Insassen basierend auf dessen Initialposition, Geschwindigkeit und einwirkender externer Kräfte bei t_0 eingesetzt“) der Fragestellungen untersucht. Mit der Einschränkung, dass irreversible RHS erst nach t_0 gezündet werden, muss für eine optimale Ansteuerung dieser Systeme der Insassenzustand bei t_0 bestmöglich bekannt sein. Aktuelle Systeme entscheiden anhand der Daten von beispielsweise der Up-Front Sensoren im Stoßfänger (für Frontalcrash) und der Sitzbelegung, beziehungsweise der ermittelten

Masse von beispielsweise im Sitz verbauten Sensoren zur Klassifizierung der Insassen, welche Strategie zu verwenden ist. Eine eindeutige Bestimmung aller notwendigen Randbedingungen ist mit den technischen Komponenten nicht möglich [Dux et al. (2015), Bennet et al. (2018), Gao et al. (2010)].

Es werden publizierte Methoden analysiert, inwieweit die beschriebenen Zustandsgrößen sowie Ansätze zur Ableitung einer Innenraumerfassung enthalten sind. Wiederum sind es reale Testmethoden und virtuelle Simulationen, die zu überprüfen sind.

Realtest

Eine detailliertere Einschätzung der realen Auswirkung unterschiedlicher Insassenzustände bei t_0 kann aufgrund der bestehenden Problematik, dass sich Freiwilligentests aufgrund der Belastungsintensität nicht für eine In-Crash Bewertung eignen, ansatzweise nur mittels Unfallanalysen durchgeführt werden [Krabel (1998), Kramer (2013)]. Mit vorliegenden Daten zu einem Realunfall und einer Unfallrekonstruktion kann die Fahrzeugkinematik gut angenähert werden. Ebenfalls die Unfallschwere und die daraus entstandenen Verletzungen können analysiert werden. Aus den Daten des Realunfalls ist eine Bestimmung des Insassenzustands bei t_0 jedoch im Allgemeinen nicht möglich [Appel et al. (2013)]. Unter Einbeziehung einer Innenraumsensorik und den gesetzlichen Randbedingungen zur Analyse gespeicherter Daten ist dies aber denkbar.

Zwei veröffentlichte Gesamtfahrzeugtests mit einer Initialgeschwindigkeit von 64 km/h und H350 Dummies, einer davon mit gekoppelter Pre- und In-Crash Phase, zeigen das Potential der Geschwindigkeitsreduktion (In-Crash Geschwindigkeit Test 2 = 40 m/h) auf die Senkung der Insassenbelastung, gehen jedoch nicht auf den Insassenzustand bei t_0 ein [Berg et al. (2013)]. Nur mit erheblichem Mehraufwand kann der Insassenzustand in der Pre-Crash Phase bestimmt werden, wie zum Beispiel eine Analyse von Sinz et al. (2015) für die Bestimmung der Trajektorien des Dummykopfes im In-Crash beschreibt. Auch kann nur mit einem zuvor angewandten virtuellen Verfahren beispielsweise eine bestimmte Position durch die Abstimmung von Pre-Crash Manövern und dem RHS erreicht werden.

Simulation

Die Anzahl von virtuellen Studien zur Evaluierung der Änderung des Istzustandes in der Pre-Crash Phase steigt insbesondere in den letzten Jahren. Diese gehen jedoch nur von bestimmten Pre-Crash Manövern aus und beziehen sich nur in Ausnahmen auf den Insassenzustand bei t_0 und auch dann nur auf eine Positionsbeschreibung. Eine Studie von Adam et al. (2011) zeigt dies, indem eine Vorsimulation genutzt wird, um die Parameter von Pelviswinkel, seitlicher Neigung des Thorax und Nackenwinkel zu bestimmen. Woldrich et al. (2010) verwenden ein Mehrkörper-Simulationsmodell (Beifahrer, H350) und zeigen, dass ein aktives Rückhaltekonzept (reversibler Gurtstraffer – PPT) bei circa 140 ms (ohne Bremswirkung) bis 200 ms (mit Bremswirkung) vor t_0 aktiviert das größte Potential entfaltet und bei einer Aktivierung im idealen Zeitpunkt in der Pre-Crash Phase eine Reduktion von 10 % bis 20 % erreichen kann. Eine zusätzliche frühe Zündung des pyrotechnischen Gurtstraffers (Pre-Tensioner – PT) führte zu keiner weiteren Verbesserung. Die langen Simulationszeiten für Gesamtzeiten größer 1 s fallen mit dem vereinfachten Mehrkörpersimulationsmodell – MKS-Modell – im Vergleich zu einem FEM-Modell deutlich geringer aus und konnten ohne Unterbrechung der zwei Phasen durchgeführt werden.

Die Körperstellung ist laut Bose et al. (2010) der relevanteste Parameter in Bezug auf eine Einbeziehung der Pre-Crash Phase. In der Studie wurde das aktive MKS Menschmodell auf verschiedene Insassengrößen skaliert und in verschiedenen Posen positioniert. Die zu den Positionen zugehörigen, in der Pre-Crash Phase auftretenden Geschwindigkeiten des Insassen und wirkenden Gurtkräfte wurden nicht berücksichtigt. Für Simulationen mit initial aktivierten Muskeln musste zusätzlich eine verkürzte Pre-Crash Phase für die jeweilige Pose zum Erzeugen der Muskelspannung bei t_0 vor der In-Crash Phase hinzugefügt werden.

Bosma et al. (2017), Tijssens et al. (2016), Tijssens et al. (2015) setzten in ihren Studien ebenfalls ein MKS-Modell zur Evaluierung des Verletzungsrisikos ein und kombinierten die Pre- und In-Crash Phase in einer Simulation. Beide Studien berücksichtigten zudem verschiedene Menschmodelle. Es wird ebenfalls darauf hingewiesen, dass in zukünftigen Untersuchungen der Ansatz der integrierten Fahrzeugsicherheit durch eine detailliertere Berücksichtigung des Insassenzustandes weiterentwickelt werden muss. Die Design of Experiment Studie von Bosma et al. (2017) zeigt zudem für diverse AEB Szenarios und initialer Fahrzeuggeschwindigkeiten den Einfluss unterschiedlicher Rückhaltesystemeinstellungen. Die Kritikalität bezieht sich auch hier wieder auf das Manöver und nicht auf den Istzustand bei t_0 .

Eine weitere Methode, welche auch eine Mehrkörper-Simulationsmethode beinhaltet, wurde von Adam et al. (2011) gezeigt. Veränderte Positionen durch die Randbedingungen der Pre-Crash Phase wurden mittels einer Vorsimulation zur Positionierung des Menschmodells und durch eine translatorische Verschiebung auf der Sitzfläche eingestellt. Die Studie bezieht sich auf das Fahrermodell und unterteilt den Raum in ein zweidimensionales Feld (X, Y) bestehend aus neun verschiedenen Sektoren. Für diese Sektoren wird anhand von Sensorinformationen eine Klassifizierungsmethode entwickelt. Mit einer implementierten Tabelle konnten die optimierten Rückhaltesystemeigenschaften für die jeweiligen Sektoren bei eindeutiger Klassifizierung ausgewählt werden. Die wichtigsten zu erkennenden Parameter der Körperregionen wurden mit der Flexion der Lendenwirbelsäule beziehungsweise der seitlichen Rotation des Oberkörpers angegeben. Die Position des Insassen wird dabei berücksichtigt, Geschwindigkeiten und bereits wirkende externe Kräfte werden jedoch vernachlässigt. Lee et al. (2017) berechnen die gekoppelte Pre- und In-Crash Phase für den Fahrer ebenfalls mit einem MKS-Modell und gleichen zusätzlich die AEB Phase mit realen Fahrzeugverzögerungen ab. Die dabei auftretenden Vorverlagerungen können mit einem aktiven PPT begrenzt sowie die Verletzungskriterien im Vergleich ohne aktiven PPT reduziert werden. Welche Vorverlagerungen erreicht werden beziehungsweise wie der Insassenzustand bei t_0 definiert ist, ist in der Publikation nicht enthalten.

Die Ergebnisse der Pre-Crash Phase aus Realversuchen wurden als Insassenzustand bei t_0 in der In-Crash Phase von Mages et al. (2011), Mages et al. (2010) sowohl mit FEM Modellen als auch Mehrkörper-Simulationsmodellen umgesetzt. Geschwindigkeiten und externe Kräfte wurden dabei nicht berücksichtigt. Woitsch et al. (2013) verwendeten ein FEM Modell und einen H350 Dummy für die Berechnung beider Phasen. Zudem wird Bremsnicken berücksichtigt, dass das Verletzungsrisiko erhöhen kann. Reale Zeiten für die in der Pre-Crash Phase auftretenden maximalen Vorverlagerung mit einem AEB System eines H350 Dummies werden mit maximal circa 300 ms nach dem Beginn der Pre-Crash Phase ($t_0 - t_{\text{Pre-Crash}}$ mit 1 g Bremsverzögerung) angegeben, da sich nach dieser Zeit zumindest für den eingesetzten H350 keine weitere größere Veränderung des Insassenzustands einstellt. Dies unterscheidet sich deutlich zu den teils größer 1 s liegenden Pre-Crash Simulationszeiten mit aktiven Menschmodellen. Der Einfluss des Insassenzustands sowie der RHS Strategie und des Potentials wird nicht im Detail beschrieben und auch nicht bewertet. Als möglicher Ansatzpunkt zur Entwicklung eines Verfahrens zur reproduzierbaren Bewertung unterschiedlicher Insassenzustände kann dies jedoch als Basis herangezogen werden.

Eine weitere Lösung, in FEM umgesetzt, ist die Übergabe der Pre-Crash Parameter (Position, Geschwindigkeit) aus einer Vorstudie als Initialbedingung für die Berechnung der In-Crash Phase durchgeführt mit einem THUMS v3 [Ghosh et al. (2015)]. Allgemein akzeptierte Bewertungskriterien inklusive Risikokurven für komplette Menschmodelle sind jedoch nicht vorhanden. Yamada et al. (2016) führen die Kopplung beider Phasen mit zwei getrennten Berechnungen durch, bei der die erste mit einem THUMS v5 Modell nur in der Pre-Crash Phase die Bewegung bestimmt und der THUMS v4 dieser Bewegung in der zweiten Simulation folgt und in die In-Crash Berechnung führt. Geometrische Unterschiede der Modelle führen zu einer Annäherung des Bewegungsmusters in der Pre-Crash Phase. Die Position und Geschwindigkeit sind in der Simulation enthalten, jedoch nicht explizit dargestellt. Basierend auf diesen

Varianten setzt auch Frik (2016) an und führt zwei Methoden an – eine getrennte Betrachtung und den gekoppelten Ansatz. Nachteilig bei einer getrennten Betrachtung ist die teilweise nicht übertragbare Information zwischen den Modellen. Bei dem gekoppelten Ansatz wird die stark erhöhte Central Processing Unit – CPU – Zeit, verursacht durch die Pre-Crash Zeiten, als starke Einschränkung angegeben. Es werden keine Insassenzustände bei t_0 angegeben, die jedoch relevant für eine Optimierung des In-Crash RHS sowie der Definition der Anforderungen für die Insassenzustandserfassung in der Pre-Crash Phase sind. Östmann et al. (2016), beziehungsweise Östmann und Jakobsson (2017), verwenden ein aktives Menschmodell, um die Auswirkung der Pre-Crash Phase auf das Verletzungsrisiko berechnen zu können, sehen aber ebenfalls in der langen Berechnungsdauer und zusätzlich in der Modellstabilität eindeutig Potential zur Verbesserung. In den meisten Verfahren werden Pre-Crash Phasen und In-Crash Phasen miteinander kombiniert. Der Insassenzustand unter Berücksichtigung aller relevanten Parameter ist jedoch nicht angeführt oder spielt in der Bewertung des Verletzungsrisikos nur eine untergeordnete Rolle.

Es wurden Methoden zur Bestimmung des Verletzungsrisikos für einen geänderten Insassenzustand bei t_0 aufgezeigt (Zusammenfassung und Bewertung in Tabelle 2), die sich von den herkömmlichen Crashtests mit nur einem bestimmten Insassenzustand entfernen. In keiner der aufgezeigten Methoden wurden alle Parameter des Insassenzustands bei t_0 eindeutig identifiziert und berücksichtigt, damit eine Einstufung der Kritikalität unabhängig von einem Pre-Crash Manöver durchgeführt werden kann. Die eingesetzten Berechnungsprogramme sind seit langem in der Entwicklung von Sicherheitssystemen in der Fahrzeugentwicklung etabliert. Die eingesetzten HBM Insassenmodelle werden hinsichtlich Biofidelität und Evaluierungsmöglichkeiten weiterhin verbessert, sind aber als Evaluierungstool für den Insassenschutz von gesetzlich vorgeschriebene Testszenarien derzeit nicht zugelassen [Katagiri et al. (2016), Forman et al. (2013)].

Conclusio

Die meisten angeführten Studien setzen auf der Fahrerseite mit weit geringerem Aktionsraum an. Gerade hinsichtlich autonomen Fahrens und vergleichend mit den Simulationen von Kitagawa et al. (2017), ähnlich den veröffentlichten Designstudien, zum Beispiel [VW (2018)], ist die Innenraumgestaltung auf der Beifahrerseite von größerem Interesse. In nachfolgender Tabelle sind die in der Literatur beschriebenen Verfahren zusammengefasst und hinsichtlich der dargelegten Ergebnisse bewertet. Während für einen großen Teil der Studien ein gekoppeltes Verfahren der Pre- und In-Crash Phase zur Anwendung kommt, wird auf die Bewertung des Insassenzustandes nur bedingt eingegangen. Eine systematische Untersuchung unterschiedlicher Insassenzuständen bei t_0 ist in der Literatur nicht vorhanden. Im Vordergrund steht meist die Position unabhängig der sich einstellenden Kräfte und der Dynamik des Insassen beziehungsweise die Pre-Crash Phase ohne eine eindeutige Definition des sich bei t_0 einstellenden Insassenzustandes. Für eine weitere Betrachtung sowie um daraus Anforderungen an die Insassenerfassung abzuleiten, ist dies möglicherweise eine nicht zulässige Vernachlässigung. Aus den Daten des Insassenzustandes wird in zwei beschriebenen Verfahren Bezug zur Insassenerfassung hergestellt und eine Zonendefinition eingeführt, welche aber unter dem Aspekt des Einflusses der Dynamik möglicherweise an Gültigkeit verliert. Im Falle der aus dem Realtest abgeleiteten Ergebnisse stellt sich zudem die Frage nach der Reproduzierbarkeit des Ergebnisses, da nur die Initialposition sowie der Pre-Crash Puls und das aktive Rückhaltesystem bestimmt ist. Kleine Abweichungen in der Positionierung der Komponenten (Dummy, RHS) und Toleranzen aller Komponenten sowie der Reproduzierbarkeit der Pre-Crash Phase am Prüfstand selbst können bereits zu einem deutlich veränderten Insassenzustand führen. Es ist somit notwendig eine neue Methode zu entwickeln, die alle Parameter berücksichtigt und eine systematische Vorgehensweise zur Bestimmung des Insassenzustands bei t_0 vorgibt.

Tabelle 2: Bewertung der Verfahren aus der Literatur zur eindeutigen Identifikation des Insassenzustands bei t_0 und dessen Verletzungsrisikos.

Modellumgebung, Quelle	Insassen-modell	Insassen-Position	In-Crash mit unterschiedlichen Posen bei t_0	gekoppelter Pre- und In-Crash	Bewertung der geometrischen / kinematischen Insassenzustandsgrößen bei t_0 .
Realtest (Fahrzeug), Berg et al. (2013)	H350	Fahrer, Beifahrer	ja	ja	nein
Realtest (Schlitten), Takata et al. (2017)	H350, H305	Fahrer, Beifahrer	nein	ja	ja (Zonendefinition), keine Dynamikbewertung, keine Kräfte
MKS Software, Bose et al. (2010)	aktiver HBM, skalierte Größe	Fahrer	nein	ja	nein
MKS Software, Woldrich et al. (2010)	H350	Beifahrer	nein	ja	nein
MKS Software, Tijssens et al. (2015)	H350, H305, aktiver HBM 50%	Fahrer, Beifahrer	nein	ja	nein
MKS Software, Tijssens et al. (2016)	H350, aktiver HBM 50%	Beifahrer	nein	ja	nein
MKS Software, Bosma et al. (2017)	H350, THOR 50%, aktiver HBM 50%	Fahrer, Beifahrer	nein	ja	nein
MKS Software, Adam et al. (2011)	HBM 50%	Fahrer	ja	nein	ja (Zonendefinition), keine Dynamikbewertung, keine Kräfte
MKS Software, Lee et al. (2017)	H350, H305	Beifahrer	nein	ja	nein
MKS Software, Mages et al. (2011)	H350	Beifahrer	ja	nein	nein
MKS Software / FE Software, Mages et al. (2010)	H350, ES-2	Beifahrer	ja	nein	nein
FE Software, Woitsch et al (2013)	H350	Beifahrer	nein	ja	nein
FE Software, Yamada et al. (2016)	aktiver HBM & HBM 5%, 50%, 95%	Fahrer	nein	nein	nein
FE Software, Frik (2016)	H350, aktiver HBM 50%	Beifahrer	nein	ja	nein
FE Software, Östmann et al. (2016)	aktiver HBM 50%, HBM 50%	Fahrer	nein	ja	nein
FE Software, Ghosh et al. (2015)	aktiver HBM 50%, HBM 50%	Fahrer	nein	nein	nein

3.3 Anforderungen der Innenraumsensorik zur Erfassung des OOP Insassenzustandes

In diesem Kapitel wird die dritte Fragestellung (3, „Welche Anforderungen an Innenraumsensoriksysteme sind hinsichtlich der Parameter der OOP Insassenzustände bei t_0 zur Verletzungsrisikoreduktion im In-Crash bekannt“) erläutert. Bogue (2006) nennt das Jahr 1970 als Startpunkt des Einzugs von Sensoren in

Fahrzeugen, begründet mit dem Aufkommen kosteneffizienter Elektronikbauteile. Patentanmeldungen, die sich mit Insassenerkennung befassen, gehen ebenfalls auf diesen Zeitraum zurück und beziehen sich vor allem auf die einwirkende Kraft auf die Sitzfläche, unabhängig von der Dynamik des Insassen [Eberle et al. (1973), Maeda (1974), Quantz und Lee (1975)]. Wie bereits in der Einleitung erwähnt und mit der Zusammenfassung der Einflussfaktoren bestätigt, ist eine Echtzeit-Zustandserkennung der Insassen, mit einer erhöhten Abtastrate in kritischen Situationen [Loewe et al. (2006)], für eine Verringerung des Verletzungsrisikos in OOP Zuständen von hoher Relevanz [Freienstein et al. (2005)]. Erweiternd werden Innenraumsensoriksysteme seit 2006 für die in der FMVSS definierten „static suppression tests“ benötigt, in der vier Klassen (Rückwärts gewandter Kindersitz, Kind kleiner 25.6 kg und kleiner 124.5 cm, Erwachsene größer 46.7 kg und größer 139.7 cm und ein leerer Sitz) erkannt werden müssen, um den Airbag entsprechend ansteuern zu können. Damit soll das Verletzungsrisiko für Kinder und kleinere Personen gesenkt werden [NHTSA (1998), NHTSA (2019), Farmer und Jain (2003), Huang et al. (2011)]. TWG-SAOOP (2003) beschreibt dies speziell für Seitenairbagsysteme, ebenfalls mit Lastfällen, in denen Hersteller mittels den „suppression“ Systemen durch Erkennung der Insassen das Risiko begrenzen können. Dynamische Systeme zur OOP Erkennung sind in der FMVSS 208 angedacht, finden jedoch aufgrund der technischen Umsetzbarkeit keine Berücksichtigung in den Tests [NHTSA (1998), FMVSS (2019)]. Für die gesetzlichen Anforderungen reicht eine Klassifizierung des Insassen (Größe und Gewicht) sowie die Positionsbestimmung im Innenraum für die Abschaltung des Airbags oder eine „Low Risk“ Entfaltung aus. Diese Systeme sind heutzutage in fast allen Fahrzeugen verbaut und meist als Kraftaufnehmer, Hallsensor im Gurtschlosssensor oder Druckmatten in der Sitzfläche integriert [Bennet et al. (2018), Haroglu et al. (2016), Lanter (2000), IEE (2018), Jungmann (2004), Frauenkron (2004), Corrado et al. (1996), Jost K. (2000)]. Sie eignen sich jedoch nicht, um die in den Pre-Crash Szenarien beschriebenen Insassenzustände, abhängig von Position und Geschwindigkeit, dynamisch zu erkennen.

Diese Systeme weisen zudem Fehler in der Erkennung auf, insbesondere wenn eine Klassifizierung in den oben genannten Kategorien durchgeführt wird [Kuboki et al. (2001)]. Weitere Systeme sind kapazitive Sensoren im Lenkrad [Mühlbacher-Karrer et al. (2017)], Ultraschallsensoren [Griffin und Fultz (2004)], Infrarotsysteme [Izumi (2009)] sowie eine optische oder akustische Messung des Fahrzeuginnenraums [Frauenkron (2004)].

Problemstellungen, die ebenfalls bei diesen Systemen auftreten können, sind einerseits der Verzicht auf eine dynamische Erfassung sowie andererseits die Fehleinschätzungen hinsichtlich verschiedener Gegenstände (zum Beispiel: Jacke, Tasche oder Kopfbedeckung), die einer eindeutigen Klassifizierung des Insassen im Wege stehen. Aktuell entwickelte Systeme befassen sich zu einem großen Teil mit optischen Verfahren wie zum Beispiel Mono- und Stereovision. Diese Systeme sind schon Ende des letzten Jahrhunderts in Patenten und Publikationen zu finden und werden kontinuierlich verbessert [Kamei et al. (1996), Corrado et al. (1996), Pochmueller (2000), Loewe et al. (2006), Rao et al. (2017), Gao et al. (2010) Gautama et al. (1999), Perret et al. (2017)]. Evaluierungen der Fehlerraten zeigen, dass diese Systeme bei idealen Umgebungsverhältnissen bereits von den notwendigen 100 % richtig klassifizierter Fälle abweichen können.

Freienstein et al. (2005) gibt eine Erkennungsrate von 96 % für eine erwachsene Person an. Circa 21.000 Bilder wurden von Farmer und Jain (2003) in einem Zeitraum von 4 Monaten gesammelt und ausgewertet. Dabei sind für das Kind und den leeren Sitz eine Erkennungsrate größer 99 %, für den Erwachsenen nur mehr circa 81 % erreicht worden. Gao et al. (2010) erreichen mit der beschriebenen Methode Erkennungsraten von 90 % für Erwachsene und größer 93 % für den leeren Sitz. Zusätzliche relevante Informationen, die mittels optischer Systeme in der Pre-Crash Phase ermittelt werden können, betreffen die Aufmerksamkeit des Fahrers mittels detaillierter Gesichtsüberwachung und Blickrichtungsüberwachung

[Ji et al. (2002), Lange et al. (2013), Duchowski et al. (2007)]. Anhand dessen ist ersichtlich, dass bereits eine große Auswahl an Varianten zur Insassenzustandserkennung zur Verfügung steht.

Unter dem Begriff der Sensorfusion können zugleich mehrere, auf unterschiedlichen Prinzipien beruhende Systeme kombiniert werden. Damit kann die Qualität der Information an die aktiven und passiven Sicherheitssysteme verbessert werden. [Corrado et al. (1996)]

Ebenfalls von Interesse sind der Detektionsalgorithmus, die Abtastrate des Innenraums, der zu erfassende Bereich, Genauigkeiten (Dimensionen) in der Positionsbestimmung und des Geschwindigkeitsvektors, die Gesamtpose des Insassen und die allgemeine Einstellung der Innenraumkomponenten. Daraus können die für die Insassensicherheit relevanten Reaktionsmuster abgeleitet werden. Für die Abtastrate in der Pre-Crash Phase geben Gautama et al. (1999) mindestens 10 Hz an. Freienstein et al. (2005) geben die Abtastrate für Pre-Crash Szenarien mit größer 45 Hz an.

Conclusio

Mit dem beschriebenen Stand der Technik kann eine abschließende Bewertung und Zusammenfassung zu den Anforderungen an Innenraumsensoriksysteme erstellt werden.

Sensoren zur Erfassung des Insassenzustands werden bereits eingesetzt, sind jedoch nur für spezifische Größen und einer relativ groben Klassifizierung der Insassen im Fahrzeug verbaut. Es befinden sich neue Systeme in Entwicklung, die eine detailliertere Erfassung zulassen, wobei Anforderungen dabei meist nur auf statische Größen, wie beispielsweise die Position, bezogen sind. Abtastraten von evaluierten Systemen werden aufgezeigt, die dynamischen Größen in Verbindung mit den relevanten Auswirkungen auf die In-Crash Bewertung sind jedoch nicht enthalten. Wie bereits in den Verfahren in Kapitel 3.2 aufgezeigt, ist es etwa ein Zonenkonzept in Verbindung mit der Klassifizierung des Insassen, in dem entsprechende Rückhaltesystemstrategien zur Anwendung kommen können. Diese Zonen wurden jedoch meist mit dem Wissen nur einer Sitzeinstellung definiert und enthalten keine Berücksichtigung der Dynamik. Es kann für die in der Realität auftretenden Insassenzustände im Innenraum jedoch der Fall eintreten, dass bestimmte Zonen von einzelnen erfassten Körperteilen erreicht werden, die aus zwei initialen Zuständen vor der Pre-Crash Phase herbeigeführt werden. Eine weiter hinten gelegene Sitzeinstellung kann zur gleichen Schwerpunkts-Position des Kopfes in X-Global führen (Y und Z abweichend), wie die weiter vorne liegende Sitzeinstellung.

Anhand eines Beispiels (Bremsmanöver) soll dieser Dynamikeinfluss betrachtet werden, um die Problematik zweier ähnlicher X-Zustände zu beschreiben. Wird beispielsweise ein ideales Bremsmanöver aus 65 km/h betrachtet (Annahme: 1 g, ohne zeitlichem Versatz des Bremskraftaufbaus), stellt sich bei einer Geschwindigkeit des Fahrzeuges von 56 km/h (US-NCAP Crashtest-Geschwindigkeit), circa 0.25 s nach Beginn des Manövers, eine dem Fahrzeug um circa 300 mm vorverlagerte Position des Insassen ohne Rückhaltewirkung mit 2.5 m/s Relativgeschwindigkeit bezogen auf das Fahrzeug ein. Mit den genannten 45 Hz ergibt sich für dieses theoretische Ergebnis eine Unschärfe von knapp 55 mm auf die Position des Insassen. Es würde 250 Hz benötigen, um den Insassen auf beispielsweise 10 mm genau zu erfassen. Eine stark erhöhte Relativgeschwindigkeit kann auch zu veränderten Ankopplungseigenschaften an passive Rückhaltesysteme der In-Crash Phase führen, zum Beispiel an einen Airbag, die das Verletzungsrisiko beeinflussen können. Somit ist eine Untersuchung zur Einbeziehung aller Parameter des Insassenzustandes bei t_0 notwendig. Zusammenfassend können die Parameter in Tabelle 3 als grundlegende Anforderung zur Auswahl geeigneter Sensorsysteme herangezogen werden. Diese sind für die Erfassung der Insasseneigenschaften und Position bereits bekannt, beinhalten bis jetzt aber lediglich eine grobe Unterteilung der Parameter. Der Dynamikeinfluss könnte zwar mit Sensorsystemen zu einem gewissen Grad ebenfalls abgedeckt werden, es fehlt jedoch an einer entsprechenden Analyse der In-Crash Auswirkungen und somit der Einstufung der zu identifizierenden Größen und damit auch der Relevanz.

Tabelle 3: Anforderungsliste der Innenraumsensorik für den Crashlastfall unter Berücksichtigung des publizierten Stands der Technik.

Parameter	Stand der Technik	Erfüllungsgrad
Eigenschaften des Insassen	<ul style="list-style-type: none"> Klassifizierung des Insassen: Relevant für Erwachsene und Kinder sowie Unterschiede im „Body Mass Index“ der Insassen. Pose des Insassen: Relevant für das Verletzungskriterium, jedoch bei z.B. Extremitäten kein Eingriff möglich. 	~
Position	<ul style="list-style-type: none"> Position des Insassen: Im Innenraum, zusätzlich Sitzeinstellung Auflösung der Position: Erfassungsgenauigkeit in cm Erfassung der Körperregion: Relevant für den Erfassungsbereich (Field of View) 	~
Dynamik	<ul style="list-style-type: none"> Abtastezeit: Relevant für das Pre-Crash Manöver. Angaben ohne einen Bezug zur nachfolgenden Crashbelastung (> 10 Hz). Geschwindigkeitsbestimmung des Insassen: relevant für die Ankopplung mit zum Beispiel Airbagsystemen (Änderung der Zündzeiten) 	-

3.4 Relevante Informationen zur Pre- und In-Crash Phase

Die für die Beurteilung der Problemstellung zu priorisierenden ersten drei Punkte wurden in den vorstehenden Kapiteln 3.1 bis 3.3 beschrieben und evaluiert. Das den Stand der Technik abschließende Kapitel, vierte Fragestellung (4, „Welche relevanten Informationen liegen für die Definition der notwendigen Randbedingungen der-Pre-Crash und der In-Crash Phase vor, die in einem Lösungsansatz zur Problemstellung zur Anwendung kommen müssen“), befasst sich mit den relevanten Informationen zur Definition der notwendigen Randbedingungen des Aufenthaltsraumes. Diese beinhalten die Beschreibung der in Abbildung 1 enthaltenen Themen, welche den Insassenzustand beeinflussen. Ausgenommen daraus sind die Handlungen des Insassen. Die Randbedingungen definieren die Basis für die weiterführende Erstellung eines Ansatzes zur Lösung der Problemstellung und sind in den übergeordneten Gruppen bereits in Abbildung 1 angeführt worden. Beginnend mit den Pre-Crash Parametern des Fahrzeugs werden des Weiteren die Insasseneigenschaften und die aktuell aus der Literatur bekannte Dimension des Aufenthaltsraumes sowie der eingesetzten aktiven Rückhaltemittel zur Bewegungseinschränkung untersucht.

3.4.1 Pre-Crash Manöver bezogen auf das Fahrzeug

Das Pre-Crash Manöver beschreibt einen bis zu wenigen Sekunden andauernden Zeitraum vor t_0 und kann in erster Linie unabhängig vom Insassen auf das Fahrzeug bezogen analysiert werden. Dabei ist es von Interesse, welche externen Kräfte (Reibungskräfte am Reifen) auf das Fahrzeug wirken und wie diese die Kinematik des Fahrzeuges verändern [Choi (2012)]. Die dabei auftretenden Beschleunigungen führen zu einer trägheitsbedingten Relativbewegung des Insassen. Die Manöver können in unkontrolliert und kontrolliert unterteilt werden. Unkontrollierte Manöver, wie zum Beispiel Schleudervorgänge (hohe Gierraten), resultieren aus einer Überschreitung des in der Situation vorliegenden Grenzbereichs. Diese Manöver sind nicht prädiktierbar und stark vom Eingreifen des Insassen beziehungsweise der Unterstützung von Autonomen Notlenksystemen (AES) in diesen kritischen Situationen abhängig [Eckert et al. (2011)]. Fahrzeugtrajektorien kontrollierter Manöver können durch das Eingreifen von aktiven Systemen

in Toleranzbereichen vorausberechnet werden. Darunter fallen aktuell, ohne einem manuellen Eingreifen des Insassen, vor allem AEB Systeme.

Aufgrund von Sensorinformationen der Umwelterfassung und der daraus resultierenden Zeit bis zur Kollision (TTC) können diese Systeme in das Geschehen eingreifen und zur Minimierung der Unfallschwere beitragen. Wird ein vorab definierter Grenzwert unterschritten, werden die Notsysteme aktiviert und im Falle des AEB das Bremsmanöver automatisch eingeleitet [Han et al. (2014)].

Untersuchungen von Eckert et al. (2011) und Dang et al. (2012) zeigen, dass für kombinierte Systeme der letzte mögliche Zeitpunkt, eine Kollision bei höheren Geschwindigkeiten zu verhindern, durch die Möglichkeit des Lenkens und Umfahrens des Hindernisses bestimmt wird. Das dabei zum Einsatz kommende AES System ist grundsätzlich ein unterstützendes System und kann durch die Fahrerreaktion auf eine Gefahrensituation jederzeit überstimmt werden. Beispielsweise kann ein System die optimale Ausweichstrategie berechnen und greift mit zusätzlichen Korrekturen in die Steuerung des Fahrers ein [Fausten (2010)].

Bei 60 km/h und einem plötzlich auftauchenden Hindernis über einer Fahrspur wurden von den Fahrern ohne TTC circa 2.5 s benötigt, um den Unfall zu vermeiden [Eckert et al. (2011)]. Es treten jedoch Szenarien auf, bei denen die berechnete TTC aufgrund der Manöver (zum Beispiel: unbekannte Situation durch schnellen Spurwechsel des vorderen Fahrzeuges) weitaus geringer ist, da die Gefahrensituation nicht rechtzeitig erkannt werden kann [Anderson et al. (2013)].

Die Studie von Eckert et al. (2011) zeigt, dass bei einer längeren TTC der Fahrer dazu neigt, ein Bremsmanöver einzuleiten und erst bei kürzeren Zeiten als „Reflex-Reaktion“ einen verstärkten Lenkeingriff vornimmt. Rekonstruierte Realunfälle aus der CEDATU [CEDATU (2006)], einer Unfalldatenbank für tödliche Verkehrsunfälle der Technischen Universität Graz zeigen, dass für diese Fälle die durchschnittliche Bremsverzögerung bei 3.56 m/s^2 liegt, das 75 % Quartil bei 6 m/s^2 . Reibungsverhältnisse wurden nicht berücksichtigt. Berg et al. (2013) beziehen sich auf GIDAS Datensätze, von denen 24 % ungebremst in den In-Crash übergehen, 25 % unter 6 m/s^2 liegen, 28 % darüber liegen und 23 % als unbekannt eingestuft werden.

Die in der Analyse von Datenbanken realer Unfälle vorkommenden Bremsverzögerungen zeigen, dass das maximal mögliche Verzögerungsniveau nur in seltenen Fällen ausgenutzt wird. Zukünftig werden jedoch vermehrt AEB Systeme zum Einsatz kommen, die die maximale Bremskraft schneller zur Verfügung stellen und dadurch dennoch die maximale zu erreichende Bremsverzögerung als weitere Randbedingung des Aufenthaltsraumes festzulegen sein wird.

Die maximale Bremsverzögerung ist abhängig von den Umweltverhältnissen sowie der Bereifung und erreicht im Bestfall ohne aerodynamische Effekte knapp 1 g [Kudarauskas (2007)]. Kommt es zu einer überlagerten Situation, muss berücksichtigt werden, dass die maximal übertragbare Kraft und damit die Verzögerung in Längsrichtung verringert wird [Braess et al. (2012), Mages et al. (2011)]. Aufgezeichnete Pre-Crash Bremsverzögerungen von Huber et al. (2015a, 2015b) für ein Oberklassen-Fahrzeug weisen maximale longitudinale Bremsverzögerungen von 9.7 m/s^2 bis 10.8 m/s^2 und maximale laterale Beschleunigungen für einen Spurwechseltest von 10.2 m/s^2 auf.

Conclusio

Die Pre-Crash Phase ist durch mehrere Parameter des Fahrzeuges sowie auch der möglichen Reaktion des Fahrers bestimmt. Es werden aktuell bereits Systeme, zum Beispiel AEB, eingesetzt und mit realen Tests evaluiert. Zusätzlich werden Systeme, wie beispielsweise das AES, maßgeblichen Einfluss auf den Insassenzustand ausüben. Die zu erreichenden Bremsverzögerungen vor der In-Crash Phase variieren stark und liegen im besten Fall bei knapp unter 11 m/s^2 . Vor allem bei nicht autonomen Systemen kann die Bremsverzögerung teils deutlich vom maximalen Wert abweichen. Da jedoch auch die Umwelteinflüsse

sowie die Bereifung des Fahrzeuges einen großen Einfluss auf die Bremsverzögerung aufweisen, ist als Randbedingung der gesamte Bereich bis zur maximalen Bremsverzögerung abzudecken. Relevante Werte können dabei den Daten der beschriebenen Unfallstatistiken angenähert werden (circa 3 m/s^3 und 6 m/s^2) beziehungsweise als weitere Annahme vereinfachend auch 1 g als Maximalwert und 0 g als falsche Klassifizierung/keine Reaktion oder nicht früher identifizierbare Situation. Damit sollte unabhängig von den Einflussgrößen der real auftretende Bereich abgedeckt sein.

3.4.2 Eigenschaften des Insassen

Die auftretenden Beschleunigungen in der Pre-Crash Phase verursachen eine Relativbewegung des Insassen im Fahrzeug. Die Auswirkungen sind jedoch unterschiedlich und stehen im Zusammenhang mit Größe, Gewicht, physischen Konstitution und Reaktionsvermögen des Insassen. Der Zusammenhang der menschlichen Widerstandsfähigkeit auf externe Kräfte ist aufgrund von zum Beispiel Alterungserscheinungen gut dokumentiert und verschlechtert sich mit zunehmendem Alter [Ensrud (2013), Mertz et al. (2016), Burge et al. (2005), Nguyen et al. (1996), Spitzhirn et al. (2016)].

Jehle et al. (2012) beschreibt den Zusammenhang zwischen dem „Body Mass Index“ und dem Verletzungsrisiko auf der Fahrerseite und zeigt, dass Insassen mit höherem Adipositasgrad (hohe Fettleibigkeit) ein größeres Risiko einer tödlichen Verletzung aufweisen. Dies kann aufgrund eines verringerten Abstands zum Lenkrad begünstigt werden. Hingegen weisen Insassen mit niedrigem Adipositasgrad (geringe Fettleibigkeit) eine höhere Überlebenschance als normal gebaute oder geringfügig untergewichtige Insassen auf. Ein signifikant erhöhtes Risiko trifft stark untergewichtige Frauen. Des Weiteren sind geometrische Parameter, die die allgemeinen Sitzeinstellungen betreffen, entscheidend für die Relativbewegung. Handlungen des Insassen im Fahrbetrieb des Fahrzeugs können die Position des Insassen ebenfalls signifikant beeinflussen (zum Beispiel: verdreht, suchend, schlafend) und verursachen eine Ablenkung, die das Reaktionsvermögen in der kritischen Situation reduzieren kann [Yang (2016)]. Ausgehend von dieser Abweichung zur überprüften Standardposition in den vorgeschriebenen Testprotokollen (EURONCAP, FMVSS, UN-R) kommt es zu einer „Verstimmung“ des Rückhaltesystems und zu einer Veränderung des Verletzungsrisikos des Insassen. Diese Abweichungen in der Pre-Crash Phase können mittels Freiwilligentests in realen Szenarien sowie mit validierten aktiven Menschmodellen in einer virtuellen Umgebung ermittelt werden [Ghosh et al. (2015), Ólafsdóttir et al. (2013)].

Conclusio

Zusammenfassend können die Eigenschaften des Insassen auf das Gefährdungspotential, als grober Überblick, mit kleineren, stark übergewichtigen und stark untergewichtigen Menschen sowie Menschen höheren Alters dargelegt werden. Dies wird in Tabelle 4 dargestellt. Die Haltung des Insassen beeinflusst auch das Verletzungsrisiko. Die zu dieser Haltung führenden Handlungen des Insassen sind umfassend und in ihrer Gesamtheit nur schwer zu erfassen. Zusätzlich ist es von Interesse, in welcher initialen Position sich der Insasse befindet, da dies unter Berücksichtigung der physischen Eigenschaften einen weiteren relevanten Einfluss auf das Verletzungsrisiko ausüben kann (zum Beispiel: Wirksamkeit des Airbags). Aktuell befinden sich vor allem virtuelle Methoden im Forschungsschwerpunkt, die die abweichenden physischen Zustände des Insassen beschreiben. Es ist ersichtlich, dass eine Untersuchung von zumindest zwei unterschiedlichen Insassen durchgeführt werden sollte. Zu den physischen Eigenschaften sollte der Bereich bekannter Sitzverstellfelder als Randbedingung berücksichtigt werden.

Tabelle 4: Zusammenfassung relevanter Eigenschaften des Insassen und das Gefahrenpotential im Crashlastfall

Einflussfaktoren	Beschreibung für erhöhtes Verletzungsrisiko
Größe	Kleinere Menschen
Statur/BMI	Übergewichtige und stark untergewichtige Menschen (Relativposition und Masse)
Alter	Mit zunehmendem Alter höheres Risiko
Insassenzustand bei t_0	Handlungen (Verdrehte Körper, Lesen, Schutzhaltung mit den oberen Extremitäten), Verlagerung, Rotation, Geschwindigkeit

3.4.3 Der OOP Insassenzustand im Aufenthaltsraum ohne aktive RHS Komponenten

Es wurden zuvor relevante Parameter des Fahrzeugs in der Pre-Crash Phase erarbeitet. Die Auswirkungen der Pre-Crash Phase auf den Insassenzustand werden als weiterer Schritt zur vollständigen Erfassung des Aufenthaltsraumes aufgezeigt. Dabei wird eine Trennung zwischen „keiner aktiven“ und „enthaltener aktiver“ RHS Komponente unterschieden. In diesem Kapitel werden Insassenzustände ohne aktive RHS Komponenten dargestellt. In Kapitel 3.4.4 werden die Insassenzustände unter Berücksichtigung aktiver Komponenten beschrieben.

Kirschbichler et al. (2012) beschreiben in einer Studie die Relativbewegung von Insassen unter verschiedenen Randbedingungen. Dabei wurden weibliche und männliche Insassen in einem Fahrzeug von einem Infrarot-Kamerasystem überwacht und deren Bewegung bei Bremsmanövern ($\sim 10 \text{ m/s}^2 \pm 0.3 \text{ m/s}^2$, Brems-/Lenkmanövern und Spurwechselmanövern) aufgezeichnet. Bei einem 3-Punkt Gurt wurden Vorverlagerungen des Kopfes in X (Fahrzeuglängsachse) bei einer Vollbremsung mit einer Initialgeschwindigkeit von 12 km/h mit $208 \text{ mm} \pm 58 \text{ mm}$ für nicht vorbereitete Insassen aufgezeichnet. Für 50 km/h reduzierte sich die mittlere Vorverlagerung auf $151 \text{ mm} \pm 43 \text{ mm}$. Auf den Unterschied der Kopf-Vorverlagerungen des Insassen für die zwei Testgeschwindigkeiten wurde nicht eingegangen. Dieser Unterschied tritt ebenso bei den Thoraxvorverlagerungen auf. Die Vorverlagerung des Thorax für diese Manöver wird mit $115 \text{ mm} \pm 26 \text{ mm}$ beziehungsweise $93 \text{ mm} \pm 20 \text{ mm}$ angegeben. Bei Spurwechselmanöver, die mit 50 km/h durchgeführt wurden, wird die Y-Auslenkung (Fahrzeugquerachse) maßgeblich beeinflusst. Es kann zwar zu ESC Eingriffen und somit zu einer Längsverzögerung kommen, diese sind aber im Vergleich zur lateralen Beschleunigung klein. Die Ergebnisse zeigen eine laterale Auslenkung, mit einem 3-Punkt Gurt und einem nicht vorbereiteten Insassen, von bis zu $144 \text{ mm} \pm 39 \text{ mm}$ des Kopfes und $115 \text{ mm} \pm 34 \text{ mm}$ für den Thorax.

Eine weitere Studie mit Freiwilligen, die für die Fahrer- und Beifahrerseite mit einer Initialgeschwindigkeit von 70 km/h und einem autonomen Bremsassistenten durchgeführt wurde, zeigte, dass die mittlere Kopfvorverlagerung in X bei circa 200 mm für männliche und weibliche Insassen liegt. Die dabei erreichte Kopfrotation liegt bei circa $10 \text{ Grad} \pm 10 \text{ Grad}$. Der Thorax erreichte eine mittlere Vorverlagerung in X von circa 130 mm für weibliche Insassen und circa 110 mm für männliche Insassen. Der Gurtbandauszug wurde ebenfalls gemessen und liegt im Mittel bei circa 40 mm. [Ólafsdóttir et al. (2013)]

Für Bremsverzögerungen von 7 m/s^2 (nasse Fahrbahn) wird von Mages et al. (2011) für die Beifahrerseite der Mittelwert der Maximalvorverlagerung des Kopfes mit 232 mm angegeben und die dazugehörige mittlere Maximalvorverlagerung des Thorax mit 159 mm. Die angegebenen Abweichungen weisen jedoch einen großen Toleranzbereich auf und liegen maximal bei circa 290 mm für den Kopf und bei circa 190 mm für die Brust, getestet mit einem 3-Punkt Gurt. Für den durchgeführten doppelten Spurwechseltest wurden in den drei Phasen der Auslenkung für den Kopf in Y im Mittel Verlagerungen von 270 mm, 220 mm und 240 mm gemessen. Der Thorax bleibt etwas stabiler und verlagert sich während des Tests im Mittel um

circa 150 mm in beide Richtungen. Die maximalen lateralen Verlagerungen sind aufgrund der Schultergurtführung und der Tür als Systemgrenze des Innenraums in Richtung der Fahrzeugmitte erhöht. Van Rooij et al. (2013) unterteilten die Testergebnisse in Bremsverzögerungen größer 7 m/s^2 mit vorgewarnten Insassen (Muskelanspannung) und Bremsverzögerungen kleiner 6 m/s^2 mit nicht vorbereiteten Insassen. Dabei werden Vorverlagerungen des Kopfes für die erste Gruppe mit einem Mittelwert von 56 mm und für die zweite Gruppe Vorverlagerungen von im Mittel 123 mm angegeben. Schöneburg und Breitling (2005) geben die Vorverlagerung des Kopfes mit 200 mm und die des Thorax mit 159 mm an, jedoch ohne Spezifikation der Bremsverzögerung.

Handlungen während der Pre-Crash Phase wurden von Robache et al. (2008) mit Freiwilligen in einer Fahrzeugsimulator-Umgebung für den Fahrer analysiert. Dabei wurde ein Szenario gewählt, welches unvermeidlich in einer Kollision endete. Die Ergebnisse werden in fünf Zustände unterteilt, die wie folgt sind: 22 % weisen keine Änderung auf, 67 % bewegten sich rückwärts, 57 % der 67 % sich rückwärts Bewegenden versuchten sich zusätzlich zur Seite zu drehen, weitere kleiner 3 % verdrehten den Oberkörper ohne sich rückwärts zu bewegen und 8 % positionierten den Kopf näher zum Lenkrad.

Für Sitzverschiebungen relativ zum Fahrzeug ist entscheidend, ob der Gurt „sitzfest“ oder „fahrzeugfest“ angebracht ist. Für das fahrzeugfeste System ergeben sich bei einer Längsverschiebung des Sitzes für die Insassen zur Standardposition geänderte Schultergurtwinkel und initiale Kontaktflächenverluste [Östling et al. (2017)], die auf die Vorverlagerung Einfluss nehmen können. Bei einer größeren Sitzlehnenneigung und sich dementsprechend ausgerichteten Insassen wirkt sich der größere Winkel zwar vorteilhaft auf die X-Vorverlagerung aus, jedoch befindet sich der Insasse unabhängig davon in einer schlechten Ausgangsposition für eine Kollision, da verstärkt „submarining“ auftreten kann [Östling et al. (2017), Unger et al. (2017)]. Mit dem Begriff „submarining“ wird die Reduktion der Rückhaltewirkung des Beckengurtes definiert, der über den Pelvisknochen (Iliac) rutschen kann und somit eine hohe Deformation des Abdomens verursacht. Dem Effekt ist laut den Versuchen mit einem THOR Dummy von Östling et al. (2017) nur mit einer Kombination aus Beckengurtstraffung und Sitzflächen-Airbags entgegenzuwirken.

Conclusio

In Tabelle 5 und Tabelle 6 sind die Relativbewegungen des Insassen zusammengefasst. Detaillierte Daten zum eingesetzten Rückhaltesystem und auch der Bremsverzögerung sind nicht immer vorhanden. Für die Bremsverzögerungen gilt jedoch, wo sie angegeben sind, decken sie sich mit den zuvor in der Pre-Crash Kinematik analysierten Daten und liegen bei circa 6 m/s^2 bis 7 m/s^2 und der maximalen Bremsverzögerung von circa 10 m/s^2 . Die mittleren Verlagerungen des Kopfes bewegen sich zwischen circa 37 mm und 232 mm, können jedoch Maxima von bis zu 300 mm erreichen. Für den Thorax spannt sich ein Bereich bis zu 160 mm im Mittel und maximal bis zu knapp 200 mm auf. Mit dem Lösungsansatz muss es somit möglich sein, diese Bereiche der Insassenzustände in longitudinaler Richtung abzudecken. Für die laterale Auslenkung werden ebenfalls OOP Insassenzustände erreicht, die sich für Kopf und Thorax in einem fast identen Ausmaß ergeben und bei circa 270 mm für den Kopf und 150 mm für den Thorax liegen. Für den Fall der lateralen Auslenkung konnte jedoch nur eine geringere Anzahl an wissenschaftlichen Studien gefunden werden. Auch ist in dieser Richtung die Rückhaltung des Gurtes in einer Richtung (normalerweise zur Innenseite des Fahrzeuges) aufgrund der Gurtführung (Umlenker) stark reduziert.

Tabelle 5: Zusammenfassung der longitudinale Relativbewegung des Insassen in der Pre-Crash Phase aus Daten der Literatur.

	Kopf	Thorax	Beschleunigung / Beschreibung	Quelle
Longitudinal mittlere Relativbewegung	208 mm (12 km/h); 151 mm (50 km/h)	115 mm (12 km/h); 93 mm (50 km/h)	10 m/s ²	Kirschbichler et al. (2012)
	circa 200 mm	130 mm	AEB (k.A.)	Ólafsdóttir et al. (2013)
	circa 232 mm	159 mm	7 m/s ²	Mages et al. (2011)
	37 mm 128 mm	bis -	> 7 m/s ² , gewarnt	van Rooij et al. (2013)
	123 mm	-	< 6 m/s ² , nicht gewarnt	van Rooij et al. (2013)
	200 mm	159 mm	-	Schöneburg und Breitling (2005)

Tabelle 6: Zusammenfassung der lateralen Relativbewegung des Insassen in der Pre-Crash Phase aus Daten der Literatur.

	Kopf	Thorax	Beschleunigung / Beschreibung	Quelle
Lateral mittlere Relativbewegung	144 mm	115 mm	Spurwechselmanöver	Kirschbichler et al. (2012)
	270 mm	150 mm	Doppelter Spurwechseltest	Mages et al. (2011)

3.4.4 Der OOP Insassenzustand im Aufenthaltsraum mit aktiven RHS Komponenten

Wie zuvor festgestellt wurde, erstrecken sich die maximalen Verlagerungen des Insassen im Innenraum ohne aktive Rückhaltemittel über einen weiten Bereich bis zu knapp 300 mm. Durch die großen Abweichungen zur Standardposition, die in den unterschiedlichsten Szenarien auftreten können, wurden aktive Systeme entwickelt, die durch das Aufbringen von zusätzlichen Kräften eine geringere Abweichung zulassen sollen und damit ein mögliches erhöhtes Verletzungsrisiko reduzieren. Darunter fallen Teile der bereits von EURONCAP ausgezeichneten Systeme, wie zum Beispiel Skoda Crew Protect, Audi Pre-Sense und Mercedes-Benz PreSafe® [EURONCAP (2019b)].

Das gezielte Annähern an einen „optimalen“ Insassenzustand bei t_0 kann grundlegend mit zwei Systemen erreicht werden, der aktiven Sitzverstellung oder Geometrieveränderung und dem PPT. Im erstgenannten Fall kann der Sitz in der Pre-Crash Phase mit zum Beispiel einem reversiblen elektrischen Antrieb in Fahrzeuginnenraumrichtung verfahren werden und gleichzeitig dazu auch die Lehnen und Sitzneigung beeinflussen. Der Vorgang ist aufgrund der zu verbauenden Antriebe je nach Pre-Crash Manöver nicht oder nur teilweise zu bewerkstelligen und ist vom zeitlichen Aspekt und der dafür notwendigen Leistung der Komponente abhängig, die mit irreversiblen pyrotechnischen Einheiten weniger Platz benötigt und Gewicht einspart. Luzon-Narro et al. (2012) geben die Zündzeit – TTF – für zum Beispiel einen Seitencrash mit 80 ms vor t_0 an. Irreversible pyrotechnische Aktuatoren sind weitaus schneller als elektrisch angetriebene Systeme, führen aber dazu, dass im Falle einer Verschiebung in Fahrtrichtung der Insasse durch eine falsch berechnete Zündzeit in Kollisionsrichtung vorbeschleunigt wird. Für eine laterale Begrenzung der Bewegung

ist es ebenfalls zielführend, den Insassen mit ansteuerbaren Seitenpolstern in der Relativbewegung einzuschränken [Loosen et al. (2009)].

Ein innovativer Sitz inkludiert beispielsweise pneumatische Kissen, die je nach Fahrzeugbeschleunigung das Seitenpolster durch den veränderlichen Innendruck in seiner Geometrie anpassen und somit einen Einfluss auf die Bewegungsfreiheit des Insassen aufweisen [Continental (2018)]. Ein weiterer aktueller aktiver Sitz greift im normalen Fahrbetrieb ebenfalls mit seitlicher Unterstützung in die Dynamik des Insassen ein und verbessert die Seitenabstützung [MBUSA (2018)].

Die zweite Option zur Beeinflussung des Istzustands bei t_0 nutzt das Gurtsystem. Eine zusätzliche reversible elektromechanische Komponente bringt in der Pre-Crash Phase eine geringe Gurtkraft über einen längeren Zeitraum auf den Insassen auf [Loosen et al. (2009)]. Grundsätzlich soll damit die Gurtlose eliminiert werden, damit eine frühe Ankopplung an das Fahrzeug gewährleistet ist und die Relativbewegung des Insassen kontrollierbarer gestaltet werden kann. Mit einer höheren Kraft, abgestimmt auf den Insassen und abhängig von der wirkenden Beschleunigung (longitudinal oder lateral), ist es möglich, den Thorax des Insassen gegen die Kollisionsrichtung zu beschleunigen. Die initiale kinetische Energie des Insassen bei t_0 wird bei zeitlicher Abstimmung verringert und somit auch theoretisch die In-Crash Belastung. Woldrich et al. (2010) geben die benötigte Gurtkraft für eine zur Bremsverzögerung entgegengesetzte Beschleunigung des Insassen relativ zum Fahrzeug mit 300 N bis 400 N an. Laut Sander et al. (2009) reichen bereits 300 N, um bei einer Folgekollision den Insassen in 90 % der Fälle wieder in eine geeignetere Position zu bringen. Mühlfeld et al. (2009) geben die aus der Verzögerung entstehenden Gurtkräfte bei einer Vollbremsung mit circa 400 N für den 90 % Mann, circa 300 N für den 50 % Mann und circa 180 N für die 5 % Frau an. Das Erreichen des maximalen Kraftniveaus ausgehend von einem PPT wird mit circa 100 ms bis 200 ms nach der Aktivierung des PPT zu Beginn der Pre-Crash Phase angegeben [VisioM (2019), Mühlfeld et al. (2009)]. Die höchste Gurtkraft, umgesetzt mit einem realen elektromechanischen Konzept, in einem Fahrzeug wird im Visio M Datenblatt mit 900 N beschrieben [VisioM (2019)]. Eine PPT Kraft von circa 600 N kann laut einer Untersuchung von Umeshkumar und Medina (2015) für das Nackenkriterium NIJ des H3 Kinder Dummies (6 Jahre) bereits den definierten Grenzwert überschreiten und zu einem erhöhten Verletzungsrisiko führen.

Neben der Höhe der Gurtkraft sind vor allem die Auswirkungen der Pre-Crash Gurtkraft auf die Relativbewegung im Innenraum und vor allem der Einfluss im Vergleich zum Standardsystem ohne PPT von Interesse. Ólafsdóttir et al. (2013) zeigten in einer Studie, dass mit Unterstützung eines PPT (170 N, 200 ms vor der Fahrzeugverzögerung) die Vorverlagerung deutlich reduziert werden kann. Dabei wurde die Kopfvorverlagerung im Mittel auf circa 100 mm beschränkt. Die auftretende Brustvorverlagerung liegt im Mittel bei circa 70 mm. Die Kopffrotation erreichte ähnliche Werte wie mit dem deaktivierten PPT und liegt zu einem Großteil unter 20 Grad für weibliche und männliche Insassen.

In einer weiteren Studie mit Freiwilligen wurde die Vorverlagerung des Kopfes und der Brust mit circa 50 mm angegeben und verringerte sich somit auf circa ein Viertel für den Kopf, beziehungsweise auf ein Drittel für die Brust im Vergleich zu den Versuchen ohne PPT [Schöneburg und Breitling (2005)].

Mages et al. (2011) untersuchten zwei Einsatzmöglichkeiten zur Reduktion der Vorverlagerung – eine reaktive und eine prädiktive Triggerzeit vor beziehungsweise bei dem Eingriff des AEB Systems. Die Vorverlagerungen des Kopfes konnten dabei um circa ein Drittel für das reaktive System sowie circa zwei Drittel für das prädiktive System reduziert werden. Für das um 120 ms vor dem AEB getriggerte System wurden Vorverlagerungen im Mittel bei circa 80 mm für den Kopf und circa 40 mm für die Brust erzielt. Für laterale Beschleunigungen in einer Kurvenfahrt konnte eine signifikante Reduktion der lateralen Verschiebung festgestellt werden. Für den Spurwechseltest wiederum wurde durch die rasche Abfolge der Richtungswechsel mit den reversiblen Gurtkräften nur eine geringere Reduktion der Verschiebung erreicht.

Laterale Auslenkungen des Kopfes wurden im Mittel kleiner 150 mm festgestellt, für die Brust ergeben sich mit dem System maximale Auslenkungen zwischen circa 100 mm bis 150 mm.

Conclusio

In Tabelle 7 ist ein Vergleich der Relativbewegungen mit aktiviertem und deaktiviertem PPT zusammengefasst. Dabei sind jeweils zwei Werte angegeben. Der erste Wert gibt die Verlagerung mit einem aktiven Rückhaltesystem an, der zweite Wert in Klammer gibt die im Vergleich zu einem deaktiviertem Rückhaltesystem in der Pre-Crash Phase Reduktion der Verlagerung des Insassen an. Das Straffkraftniveau ist nur in einem Fall angegeben und bewegt sich bei circa 170 N. Wie bereits die Analyse gezeigt hat, werden auch deutlich höhere Kraftniveaus evaluiert (bis zu 900 N), die für reversible Straffeigenschaften technisch möglich sind. Zudem wird gezeigt, dass ein zu hohes Straffkraftniveau auch die Gefahr eines erhöhten Verletzungsrisikos in der Pre-Crash Phase mit sich bringen (circa 600 N für kleine Personen). Die aus den Studien resultierenden longitudinalen Verlagerungen des Insassen liegen für den Kopf bei im Mittel circa 100 mm und werden durch aktive Komponenten deutlich reduziert (circa 50 %). Für den Thorax kann die Reduktion in der longitudinalen Relativbewegung teils größer 50 % reduziert werden und liegt mit den aktiven Komponenten bei circa 70 mm. Auch für die lateralen Verlagerungen ist die Aktivierung des reversiblen PPT ein geeignetes Mittel, um eine signifikante Reduktion der Verlagerung zu erreichen. Der Einfluss der Aktivierung eines solchen Systems ist jedoch von großer Bedeutung, da vor allem die Eliminierung der Gurtlose als initiales Ziel mit bestmöglicher Reduktion erzielt werden sollte, bevor der Dummy in eine beschleunigungsinduzierte Relativbewegung gezwungen wird. Eine entgegen der Bremsverzögerung gerichtete Bewegung kann bei maximalen Bremsverzögerungen nur mit einer entsprechend hohen Kraft erreicht werden, die eben von der Bremsverzögerung sowie der Masse der über dem Pelvis liegenden Körperteile abhängt. Es wurden somit auch für den zweiten Teil der OOP Insassenzustände relevante Informationen zur Definition der Randbedingungen des Lösungsansatzes erfasst, die im Weiteren angewandt werden können.

Tabelle 7: Longitudinale und laterale Relativbewegung mit einem reversiblen System im Vergleich zu Pre-Crash Straffung

	Kopf- Verlagerung (und Reduktion)	Thorax- Verlagerung (und Reduktion)	PPT Straffkraft	Zusatzinformation	Quelle
Longitudinal mittlere Relativbewegung	100 mm (circa 100 mm)	70 mm (circa 60 mm)	170 N	200 ms vor der Fahrzeugverzögerung	Ólafsdóttir et al. (2013)
Longitudinal mittlere Relativbewegung	80 mm (circa 150 mm)	40 mm (circa 120 mm)	k.A.	vor AEB am effektivsten	Mages et al. (2011)
Lateral mittlere Relativbewegung	50 mm (circa 150 mm)	-	k.A.	auf ein Viertel für den Kopf, beziehungs- weise auf ein Drittel für die Brust	Schöneburg und Breitling (2005)
Lateral mittlere Relativbewegung	150 mm (circa 120 mm)	125 mm (circa 25 mm)	k.A.		Mages et al. (2011)

3.4.5 Crash Pulse

Für die Bewertung der Kritikalität des Insassenzustands bei t_0 wird eine Unfallschwere (Δv) und daraus folgend der Fahrgastzellenbeschleunigungsverlauf der In-Crash Phase benötigt. Dafür gibt es verschiedene Möglichkeiten, einerseits aus der Rekonstruktion von Realunfällen und einer entsprechenden FEM Simulation mit den gleichen beteiligten Fahrzeugen und Kollisionsobjekten, andererseits aus den Daten eines durchgeführten realen Crash-Tests, zum Beispiel: eines piezoresistiven Beschleunigungssensors [Kistler (2019)]. Crash-Tests sind in regulativen und normativen Programmen (beispielsweise: UN-R, FMVSS, EURONCAP oder USNCAP) definiert. Aus den Realunfällen kann beispielsweise ein kritisches Δv abgeleitet werden. Jurewicz et al. (2016) gibt die Wahrscheinlichkeit einer maximalen AIS3+ (Abbreviated Injury Scale – AIS) Verletzung zwischen 10 % und 90 % mit einem Δv von circa 30 km/h bis 56 km/h an. 54.4 km/h werden von Richards (2010) als Grenze für den Frontalcrash von 50% tödlichen Verletzung angegeben. Ohne ein validiertes FE-Modell der involvierten Kollisionsobjekte und einer dementsprechenden FEM-Simulation oder einem Realtest ist grundsätzlich nur die Unfallschwere Δv näherungsweise über Vorwärts- oder Rückwärtsrechnung bekannt.

In-Crash Lastfälle unterscheiden sich grundsätzlich durch Kollisionsgeschwindigkeit, Art des Kollisionsobjekts, Überdeckung (Versatz) und Anprallwinkel und sind in Tabelle 8 als mögliche Varianten aus den Verbraucherschutztest und gesetzlichen Tests mit deren relevanten Randbedingungen angegeben. Versicherungstests, wie beispielsweise der „AZT-Crashtest zur Verbesserung der Reparaturfreundlichkeit“ [AZT (2019)], sind aufgrund der niedrigeren initialen Geschwindigkeiten nicht berücksichtigt.

Tabelle 8: Beispielhaft ausgewählte frontale Crash-Test Lastfälle [EURONCAP (2019), UN-R94 (2019), FMVSS (2019)]

Gesetz, Norm	Testspezifikation
EURONCAP	64 km/h, deformierbare Barriere, 40 % Offset
EURONCAP	50 km/h, starre Barriere, 0 % Offset
USNCAP	56 km/h, starre Barriere, 0 % Offset
UN-R 94	56 km/h, deformierbare Barriere, 40 % Offset
FMVSS 208	32-56 km/h, starre Barriere und schräge Barriere, ungegurtet bis 40 km/h
FMVSS 208	40 km/h, deformierbare Barriere, 40 % Offset

Definierte Szenarien werden aufgrund ihrer Relevanz in den Unfallstatistiken aus den zugrundeliegenden Realunfalldaten abgeleitet, wie dies beispielsweise von Johansson et al. (2012) und Pastor (2009) gezeigt wird.

Conclusio

Die wenig bekannten Auswirkungen des Insassen-Verletzungsrisikos bezogen auf neue Insassenzustände bei t_0 können je nach eingesetztem Crashpuls geringer oder stärker ausfallen. Aus diesem Grund wird ein Puls zur Bestimmung des Potentials von neuen Insassenzuständen herangezogen, der sich an kritischeren Lastfällen orientiert. Ungegurtete Lastfälle werden in der Untersuchung ausgeschlossen, da der Dummy in der Pre-Crash Phase aus dem Sitz rutschen könnte und sich zusätzlich, zur geminderten Pre-Crash Biofidelität, Positionen ergeben, in denen der eingesetzte Dummy nicht validiert ist.

Als In-Crash Puls wird schlussendlich nur eine Variante in der Entwicklung des Kritikalitätsraumes eingesetzt. Die Entscheidung im genannten relevanten Bereich trifft auf den US-NCAP (56 km/h) Crashtest und kann mit der kürzeren und härteren auftretenden Belastung begründet werden die für den Insassenschutz von größerer Bedeutung ist. Die Relativbewegung von der Standardposition kann damit effektiver bewertet werden, da es vor allem bei der Interaktion mit dem Airbag zu höheren Belastungen

kommen kann. Zudem ist es notwendig, bei einem härteren Puls die entsprechende Rückhaltestrategie schneller zu identifizieren.

3.4.6 Insassenmodelle

Für die Bewertung der Pre-Crash Phase ist neben der Gruppe der Freiwilligen nur das aktive Menschmodell [Yigit et al. 2018] eine Alternative und nur dann, wenn für die einwirkenden Beschleunigungen auch Daten zur Validierung vorliegen. Jedoch liegt für die Menschmodelle keine allgemein gültige Bewertungsmethode vor, die beispielsweise Verletzungsrisikokurven für die zu untersuchenden Körperregionen beinhaltet [Brolin und Davidsson (2018)]. Diese allgemein gültige und harmonisierte Bewertung konnte in der Literatur nicht gefunden werden. Hu et al. (2017) führt zwar eine Bewertung der Ergebnisse des GHBM-Modells (gehört der Gruppe der Menschmodelle an [GHBM (2011)]), angenähert an das P_{Joint} des US-NCAP Ratings, durch, bezieht diese dabei aber auf bereits eingeführte Größen, wie zum Beispiel den HIC. Der HIC wurde ausgehend von Versuchen an tierischen und menschlichen Köpfen entwickelt, kommt bei beispielsweise Dummies (Kopf-Starrkörper) zum Einsatz und bewertet die translatorischen Beschleunigungen. Ein Nachteil des Dummies ist die ungenügende Biofidelität in der Pre-Crash Phase [Umeshkumar und Medina (2015)]. Somit sind Dummies keine geeignete Methode, mit der die Pre-Crash Phase valide nachgebildet werden kann, werden jedoch für die In-Crash Bewertung seit Jahrzehnten zur Evaluierung des Verletzungsrisikos herangezogen. Auch ist ein Modellabgleich mit Realtests möglich. Dies schafft einen eindeutigen Vorteil hinsichtlich der zu entwickelnden Methode, da einzelne, mit virtuellen Methoden ermittelte Verletzungsrisikos mit dem realen Dummy in der korrekten Fahrzeugumgebung überprüft werden können.

Dennoch gibt es Limitierungen für den Einsatz, die wie folgt beschrieben werden können und den Lösungseinsatz beeinflussen:

- Keine großen Verdrehungen und Verschiebungen der Körperteile zueinander möglich (Ausnahme: Rotation der Extremitäten).
- „Starre“ Wirbelsäule - Oberkörperrotation um die Hochachse eingeschränkt möglich – Lendenwirbelsäule als elastische Verbindung zwischen Thorax und Pelvis.
- Große Vorverlagerungen, wie in Tabelle 1 gezeigt, sind mittels den aus der Literatur bekannten maximalen Bremsverzögerungen in der Pre-Crash Phase nicht zu erreichen.

Woitsch et al. (2014) beschreiben die ebenfalls zu geringe Flexibilität des Dummies in der Pre-Crash Phase als Nachteil, merken jedoch an, dass in der Pre-Crash Phase auch die Muskelaktivität zu einer erhöhten Steifigkeit des Insassen beiträgt. Generell kann davon ausgegangen werden, dass die Verlagerung eines Insassen ohne Muskelanspannung im Mittel deutlich höher liegt als bei einem Pre-Crash Manöver, in dem der Insasse initial bereits vorbereitet ist, was von Kirschbichler et al. (2012) gezeigt wurde.

Conclusio

Als Auswahlkriterium wird die geringere Komplexität des Dummymodells gegenüber den Menschmodellen (zum Beispiel: GHBM und THUMS - Xu et al. (2018)) und weiteren Entwicklungsstufen der menschlichen Ersatzmodelle (zum Beispiel: THOR-Dummy - Humanetics (2019a), Xu et al. (2018)) angeführt. Vor allem in der Entwicklungsphase von Innenraum-Sensorsystemen sind stabile Berechnungen und robuste Ergebnisse erforderlich. Dafür wurden erhöhte Steifigkeiten des Modells, die für einen robusten und doch biofidel

Einsatz unter Crashbelastung notwendig sind, herangezogen. Das Modell ist für den Einsatz im Frontalcrash eine seit Jahrzehnten validierte und etablierte Methode.

Tabelle 9: Methoden und Einsatzmöglichkeiten zur Verwendung in den Verfahren zur Bestimmung von OOP Insassenzustände bei t_0 (- kann nicht eingesetzt werden; ~ kann eingesetzt werden; + valide, akzeptierte Methode)

Methode		Pre-Crash	In-Crash	Pre-/In-Crash	Bewertung
Simulation	Dummy	~	+	~	+
	HBM	+ (aktives Modell) ~ (inaktives Modell)	+	~	-
Realtest	Dummy	~	+	~	+
	PMHS	~	+	~	~
	Freiwillige	+	-	-	-

3.5 Zusammenfassung des Stands der Technik

In diesem Kapitel wurden relevante Studien, die in direktem Zusammenhang mit den drei definierten und priorisierten Fragestellungen zur Problemstellung stehen, analysiert. Die für einen Lösungsansatz notwendigen allgemeinen Randbedingungen des Aufenthaltsraumes wurden als nachfolgender Schritt ebenfalls mit den Daten der Literatur abgesteckt. Mit den Bewertungen und Schlussfolgerungen der ausgearbeiteten vier Punkte, die bereits in den Unterkapiteln 3.1 bis 3.4 enthalten sind, folgt nun eine abschließende Einschätzung zum Stand der Technik und dem Bedarf einer neu zu entwickelnden Methodik:

- (1) Welche Auswirkungen abweichender Insassenzustände bei t_0 sind auf das Verletzungsrisiko im Crashlastfall zu erwarten beziehungsweise welches Potential zur Verletzungsrisikoreduktion ergibt sich bei einer Optimierung von irreversiblen RHS Komponenten für den Istzustand bei t_0 und wie ist dessen Robustheit einzustufen?**

Es ist eine hohe Relevanz des Verletzungsrisikos der zu erwartenden OOP Insassenzustände bei t_0 aus den bereits veröffentlichten Studien zu erkennen. Die Thematik der Potentialerkennung wird diskutiert, jedoch wird dabei kein Bezug auf alle definierten Bewertungsgrößen des Insassenzustands genommen. Robustheitsuntersuchungen und daraus abgeleitete Anforderungen an das RHS zur Verletzungsrisikoreduktion wurden nicht miteinbezogen.

- (2) Welche Verfahren werden zur Reduktion des Verletzungsrisikos des Insassen basierend auf dessen Initialposition, Geschwindigkeit und einwirkender externer Kräfte bei t_0 eingesetzt?**

OOP Insassenzustände bei t_0 werden zumindest hinsichtlich der Position bezogen auf eine Insassengröße adressiert. Hinsichtlich der Dynamik und der einwirkenden Kräfte ist jedoch keine Studie zu finden. Wird dazu noch eine Kritikalitätsbewertung des Istzustandes bei t_0 einbezogen, sind für eine verbesserte Insassenerfassung und deren Toleranzbereich nicht alle Bereiche behandelt, die zu einer Definition von Sensoranforderungen herangezogen werden können. Bisher entwickelte Methoden beinhalten reale und virtuelle Versuchsumgebungen und nutzen die vor der In-Crash Phase stattfindende Pre-Crash Phase ohne

Kenntnis des genauen beziehungsweise umfassend systematisch erfassten Insassenzustandes bei t_0 oder enthalten nur eine positionsabhängige Größe des Insassenzustands bei t_0 .

(3) Welche Anforderungen an Innenraumsensoriksysteme sind hinsichtlich der Parameter der OOP Insassenzustände bei t_0 zur Verletzungsrisikoreduktion im In-Crash bekannt?

Systeme zur Insassenerfassung werden bereits in Fahrzeugen verbaut (zum Beispiel: Gewichtssensor im Sitz), dienen den gesetzlichen Anforderungen jedoch nur zur Klassifikation des Insassen. Weitere wichtige Anforderungen werden in Kombination mit den Rückhaltesystemen nur teilweise beziehungsweise nicht erfüllt. Eine Bestimmung des Istzustands des Insassen ist zwar mit Kamerasystemen möglich, die Klassifizierungsgüte wird jedoch bei weitem nicht optimal ausgenutzt. Damit eine entsprechende Insassenerfassung zur Auswahl der optimalen Rückhaltesystemstrategie beitragen kann, ist es wichtig, die Anforderungen an ein System bezogen auf t_0 genauer zu bestimmen. Für einen Einsatz von Rückhaltesystemen mit erhöhter Adaptivität und einem daraus möglichen verbesserten Insassenschutz müssen die Innenraumsensoren auch die notwendigen Parameter zur individuellen Anpassung des Rückhaltesystems liefern können.

Conclusio: Ist der Stand der Technik in Bezug auf die Problemstellung ausreichend?

Nach Einschätzung des Autors dieser Arbeit und unter Berücksichtigung aller vorliegender Informationen zum Stand der Technik ist eine durchgängige Methodik, die alle Größen des Insassenzustandes bei t_0 sowie deren zugehörige Potential- und Robustheitsuntersuchungen, aus denen spezifische Sensoranforderungen abgeleitet werden können, die den Stand der Technik mit aktuell statischen Größen übersteigen, nicht vorhanden.

Als nächster Teil dieses Abschnitts werden die beschriebenen notwendigen Informationen zum Aufenthaltsraum des definierten vierten Punktes zusammengefasst:

(4) Welche relevanten Informationen liegen für die Definition der notwendigen Randbedingungen des Aufenthaltsraumes vor, die in einem Lösungsansatz zur Problemstellung zur Anwendung kommen müssen?

Die relevanten Größen des Aufenthaltsraumes beinhalten Fahrzeugbeschleunigungen, Insasseneigenschaften, Rückhaltesystemeigenschaften und den zu erfassenden Aufenthaltsraum, der mit einer Methode abgebildet werden muss, um Rückschlüsse auf Sensoranforderungen ziehen zu können. Der Aufenthaltsraum ist in der Realität abhängig von sehr vielen Parametern und unterliegt ebenfalls starken subjektiven Einschätzungen des Insassen selbst sowie dessen Handlungen in Gefahrensituationen, die mit virtuellen Methoden nur sehr aufwendig und mit langer Forschungsdauer zu erfassen sind.

Conclusio

Diese Arbeit zieht den Fokus auf einige wenige, jedoch relevante Parameter des realen Aufenthaltsraumes. Aufgrund zukünftiger Entwicklungen und Trends zu einer höheren Autonomie von Fahrzeugen in Verbindung mit einer größeren Flexibilität des Innenraumes beziehungsweise einer Individualisierung für höhere Adaptivität wird die Beifahrerseite als Crashumgebung gewählt. Der Lastfall wird mit dem Frontalaufprall festgelegt und der Insassenzustand bei t_0 soll longitudinale Belastungszustände erfassen.

Folgend werden die Randbedingungen der Arbeit bezogen auf die Parameter der Simulationsmodelle aufgelistet:

- Zumindest zwei Insassengrößen müssen enthalten sein, wobei eine kleine leichte Person aufgrund des erhöhten Verletzungsrisikos unbedingt enthalten sein muss.
- Der Insasse muss eine den realen Umständen entsprechenden Verlagerung erreichen, die in der Vorwärtsbewegung bei knapp unter 300 mm liegt. Die maximale rückwärtsgerichtete Verlagerung ist von der Rückenlehne und der Kopfstütze begrenzt.
- Als Insassenmodelle werden HIII Dummies eingesetzt.
- Es werden Sitzeinstellungen in longitudinaler Richtung gewählt, die das mögliche Sitzverstellfeld so gut als möglich abdecken.
- Die dafür heranzuziehenden Fahrzeugbeschleunigungen liegen bei circa 0 m/s^2 , 3 m/s^2 , 6 m/s^2 und $9,81 \text{ m/s}^2$. Bremsnicken kann einen Einfluss auf das Verletzungsrisiko ausüben wird aufgrund des ausgewählten Crashpulses jedoch nicht mitberücksichtigt.
- Pre-Crash Straffkonzepte bis zu 450 N liegen in einem zur Bewegungseinschränkung sinnvollem Bereich ohne ein mögliches Verletzungsrisiko darzustellen.
- Der heranzuziehende Fahrgastzellenbeschleunigungsverlauf für die Untersuchung ist ein härterer Crashpuls (USNCAP 56 km/h „starre Wand“) mit tendenziell erhöhtem Verletzungsrisiko gegenüber anderen Varianten wie beispielsweise dem EuroNCAP 64 km/h mit 40 % Offset.

4 FORSCHUNGSFRAGE UND ZIELE

Basierend auf der Problemstellung, den Erkenntnissen der Zusammenfassung des Stands der Technik und der Randbedingungen des Aufenthaltsraumes kann folgende Forschungsfrage formuliert werden.

„Wie lauten die Anforderungen für zukünftige Innenraumsensoriksysteme zur Erfassung des Insassenzustands bei t_0 bezogen auf das Potential und dessen Robustheit zur Verletzungsrisikoreduktion?“

Damit die Forschungsfrage beantwortet werden kann, wird diese zuerst in Sub-Ziele zerlegt, die die einzelnen Bereiche der Thematik abdecken und wie folgt lauten:

- Auswirkungen von unterschiedlichen Beschleunigungsverläufen in der Pre-Crash Phase auf den Insassenzustand bei t_0 .
- Abbildung des OOP Insassenzustands eines Modells bei t_0 , das die Randbedingungen der Pre-Crash Phase berücksichtigt.
- Entwicklung einer effizienten Methode zur Bewertung des Verletzungsrisikos bezogen auf den Insassenzustand bei t_0 .
- Potentialanalyse zur Verletzungsrisikoreduktion.
- Robustheitsanalysen der entsprechenden Rückhaltelogik der Potentialanalyse für unterschiedliche Insassenpositionen.
- Ableiten von Anforderungen der Innenraumsensorik.

5 LÖSUNGSANSATZ

Um die Fragestellungen zu beantworten, müssen drei grundsätzliche Themenbereiche mit dem Lösungsansatz in Einklang gebracht werden. Einerseits muss dieser neue Lösungsansatz die Ableitung der Anforderungen an die Insassenerfassung festlegen, andererseits kann eine gezielte Bestimmung dieser Anforderungen nur mit der Information zur Abschätzung der Kritikalität durchgeführt werden, welche wiederum vom Insassenzustand bei t_0 abhängt und das Verletzungsrisiko miteinbezieht. Es ist dabei relevant ein systematisches, reproduzierbares Vorgehen zu entwickeln das auf Innenraumsensorik-Systeme Bezug nimmt und zu den statischen Größen (Zonenkonzepte) vor allem dynamische Effekte berücksichtigt.

Die Bereiche der Pre- und In-Crash Phase werden wie in Abbildung 2 schematisch dargestellt, zusammengeführt und für die Erstellung des Lösungsansatzes analysiert. Dabei wird in einem ersten Schritt der Aufenthaltsraum des Insassen eingeführt. Dieser beschreibt das Ergebnis einer beliebigen Pre-Crash Phase aus der der Zeitpunkt t_0 , Beginn der In-Crash Phase, festgelegt wird und somit auch den Insassenzustand bei t_0 beinhaltet. Die Daten des Aufenthaltsraumes (Parameter des Insassenzustands bei t_0) sind zudem für die Insassenerfassung von großer Bedeutung und setzen sich aus den erwähnten geometrischen, kinematischen und kinetischen Parametern zusammen und erweitern somit den Parameterraum bisher bekannter Methoden der Literatur, zur besseren Identifikation von Optimierungsmaßnahmen. Die ab t_0 folgende In-Crash Phase evaluiert das Verletzungsrisiko des Insassen. Ebenfalls ermöglicht wird dadurch eine Evaluierung des Insassenzustands zur Optimierung der Rückhaltekomponenten, beeinflusst von den unterschiedlichen Initialzuständen des Insassen bei definierten Sitzeinstellungen. Der Aufenthaltsraum wird mit der überlagerten Bewertung zu einem Kritikalitätsraum. Der Kritikalitätsraum muss es nun ermöglichen, aus dem multidimensionalen Ergebnisraum der Pre- und In-Crash Phase die Anforderungen für zukünftige Entwicklungen in der Innenraumsensorik definieren zu können, die bisher nur für statische Tests und nur für eine geänderte Airbagentfaltung in der FMVSS verankert sind, somit auch keinen Crash-Lastfall berücksichtigen [NHTSA (1998)].

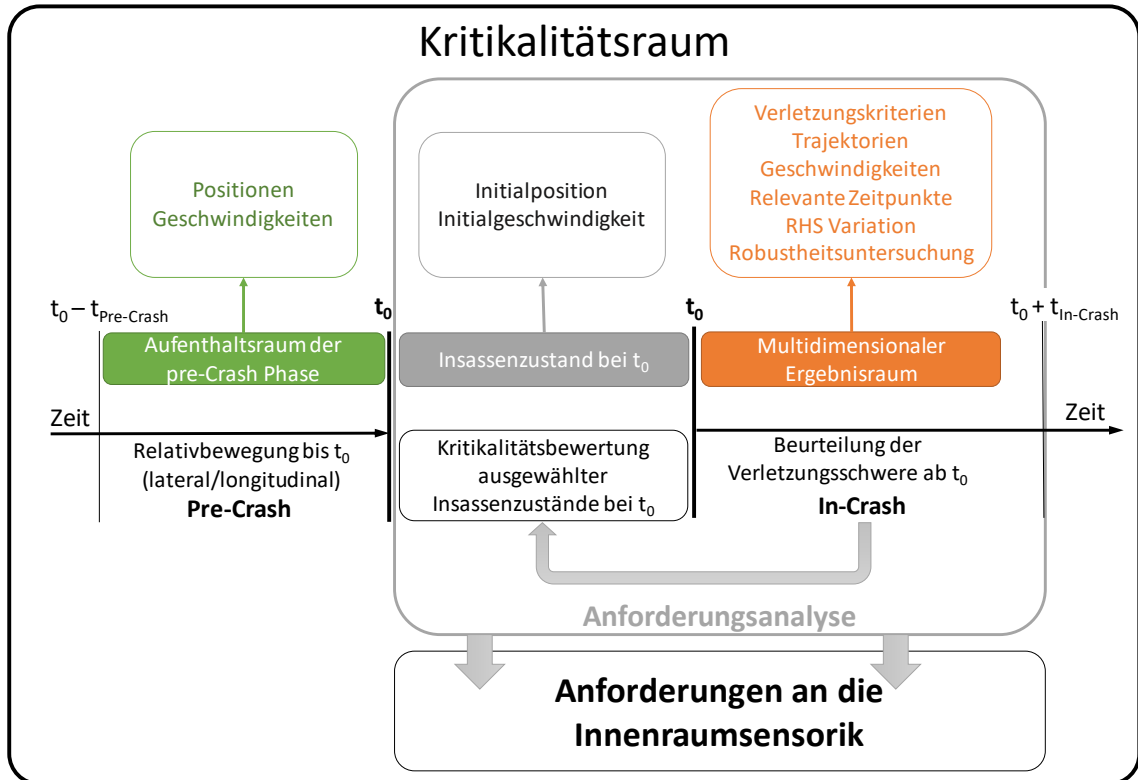


Abbildung 2: Der Kritikalitätsraum als Lösungsansatz [Luttenberger et al. (2018)]

Abbildung 3 zeigt die bereits im Kritikalitätsraum gekennzeichnete Anforderungsanalyse zur Plausibilisierung der Sensoranforderungen. Dabei werden aus den Reaktionsmustern der Basisuntersuchungen des Kritikalitätsraumes neue Strategien zur Verletzungsrisikoreduktion bestimmt. Ausgewählte Ergebnisse dieser Reaktionsmuster können einer weiteren Robustheitsanalyse unterzogen werden, die mit dem Ergebnis einer stabilen Lösung zum Systementwurf hinzugefügt werden kann und schlussendlich die Spezifikationen für die Sensoren plausibilisiert. Mit dieser Zusatzinformation zum Baseline Kritikalitätsraum, in dem die Ergebnisse ohne Insassenerfassung mit den Standard-Zündzeiten ermittelt werden, kann die Relevanz eines Eingriffs und des Toleranzbereichs evaluiert werden.

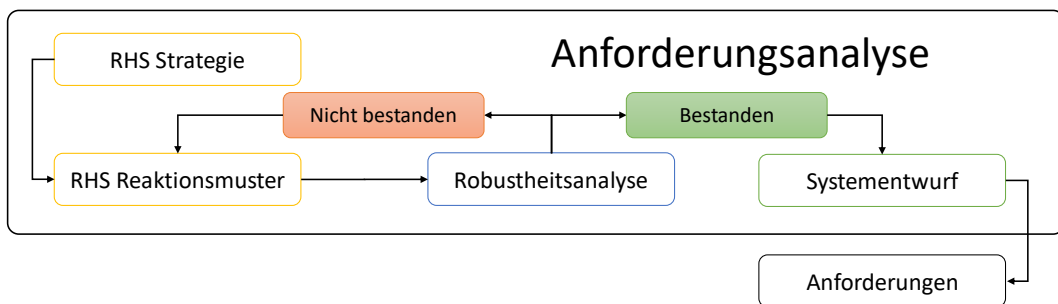


Abbildung 3: Die Anforderungsanalyse zur Ableitung der Spezifikationen der Innenraumsensirik benötigt die Kritikalität des Insassenzustands bei t_0 und die RHS Parameter als Eingangsgrößen.

Damit der Kritikalitätsraum als entscheidender Punkt klare Aussagen liefern kann, muss es möglich sein, eine reproduzierbare und aufgrund der Vielzahl an Varianten auch effizient arbeitende Lösung zu finden. Gerade in der Fahrzeugentwicklung wird vermehrt mit virtuellen Methoden gearbeitet, die auch für zukünftige Fahrzeugzulassungen verwendet werden sollen [Eggers et al. (2013), Eggers et al. (2019)]. Die Reproduzierbarkeit ist mit diesen Methoden ebenso gewährleistet. Insassenmodelle sind anhand des Beispiels eines H350 Dummies für den Frontalanprall validiert und bringen somit auch die nötige Qualität

der Ergebnisse mit. Es liegt somit nahe den Kritikalitätsraum in einer virtuellen Umgebung aufzubauen und Realtests zu vernachlässigen, wie es auch aus Tabelle 2 hervorgeht. Der Einsatz von virtuellen Dummies bieten sich hingegen an, da vereinzelt Stützstellen im Kritikalitätsraum, real überprüft werden könnten, wie es auch in den Fußgängerschutztests, beispielsweise im Euroncap vollzogen wird [Euroncap (2019e)].

Es sollen in dieser virtuellen Entwicklungsumgebung des neuen Lösungsansatzes beide Phasen evaluiert werden. In der Literatur (Tabelle 2) wurde dies für positionsabhängige Größen der Pre-Crash Phase durchgeführt, jedoch dynamische Effekte nicht beschrieben. Ebenso wurden spezifische Pre- und In-Crash Phasen durchgehend berechnet, bei denen jedoch nicht auf den Insassenzustand bei t_0 eingegangen wurde. Der Nachteil der langen Berechnungsdauer der Pre-Crash Phase (bis zu mehreren Sekunden realer Zeit), der im Stand der Technik beschrieben wurde, soll dabei mit einem neuen Ansatz durch eine beschleunigte Bewegung der zeitlich gekürzten Pre-Crash Phase reduziert werden. Dabei werden die Trajektorien des Insassen in der Pre-Crash Bewegung mit einer Simulation pro Szenario bestimmt. Die Trajektorien können darauffolgend für jeden Übergabezeitpunkt der Pre-Crash Phase in die In-Crash Phase manipuliert werden, damit die Simulationszeit deutlich verkürzt werden kann. Dies stellt insbesondere für Parameteranalysen oder Optimierungen einen Vorteil gegenüber herkömmlichen Methoden der Literatur, in Tabelle 2 aufgelistet, dar. Zudem bietet der aus den Daten der Pre-Crash Phase zu erstellende Aufenthaltsraum die Möglichkeit auf alle Daten, die den Insassenzustand beschreiben, zuzugreifen. Ausgewählte Insassenzustände dieses Aufenthaltsraumes können ausgewählt werden und wiederholt mit der beschleunigten Pre-Crash Phase, gefolgt von der In-Crash Phase berechnet werden. Die auszuwählenden Insassenzustände zielen auf größtmögliche Verlagerungen und Relativgeschwindigkeiten in der Pre-Crash Phase ab. Vor allem die systematische Auswahl von Insassenzustände mit einer bestimmten Relativgeschwindigkeit und der Identifikation des Einflusses in der In-Crash Phase für die Ableitung von Sensoranforderungen ist eine eindeutige Neuerung zu den bisher bekannten Vorgehensweisen. In den Studien der Literatur (Tabelle 2) mit durchgehender Pre- und In-Crash Berechnung kann natürlich eine Relativgeschwindigkeit vorhanden sein, abhängig von den Parametern der Pre-Crash Phase, welche Auswirkung diese aufweist beziehungsweise welche Insassenerfassungsgrößen schlussendlich relevant sind, wurden dabei nicht betrachtet. Der Fokus war dabei auf die Pre-Crash Phase an sich gerichtet. Da sich ähnliche Insassenzustände bei t_0 jedoch aus unterschiedlichen Pre-Crash Phasen und aufgrund von individuellen körperlichen Eigenschaften und Reaktionen auch unterschiedliche Insassenzustände aus nur einer Pre-Crash Phase einstellen können, ist die Reaktion auf den Insassenzustand bei t_0 für das Rückhaltesystem von größerer Bedeutung. Mittels der Daten aus den originalen Simulationsergebnissen der Pre-Crash Phase und den Erkenntnissen über das Verletzungsrisiko der In-Crash Phase lassen sich auch die Anforderungen der Innenraumsensorik ableiten. Dabei ist es wichtig im Aufenthaltsraum die in der Literatur beschriebenen Verlagerungen (Tabelle 5 und Tabelle 6) zu erreichen. Somit kann die Relevanz einzelner Parameter für die zu erstellende Anforderungsliste evaluiert sowie Sensitivitäten der Parameter ermittelt werden, um abschließend die benötigten Informationen zur einfachen Auswahl von Innenraumerfassungssystemen zur Verfügung zu stellen, die ganzheitlich betrachtet und systematisch aufgebaut in der Literatur nicht ermittelt wurden.

Die Randbedingungen des Parameterraums der Pre- und In-Crash Phase wurden bereits in Kapitel 3.4 dieser Arbeit festgelegt. Mit dem vereinfacht beschriebenen, prinzipiellen Lösungsansatz werden anschließend die Methoden, die für die Entwicklung des Kritikalitätsraums benötigt werden, definiert.

6 ANGEWANDTE METHODEN UND DATEN

In dem Kapitel werden die Methoden, die eine notwendige Grundlage für den Kritikalitätsraum darstellen, beschrieben. Für die einzelnen Bereiche, wird, wie bereits erwähnt, eine virtuelle Methode benötigt, mit der die Daten erzeugt werden können. Des Weiteren werden ein Insassenmodell sowie ein Innenraummodell für den Einsatz mit der virtuellen Methode beschrieben. Für die Belastung des Insassen im In-Crash ist zudem ein Crashpuls relevant, von dem das Verletzungsrisiko in Kombination mit dem Rückhaltesystem des Innenraummodells abhängt. Damit der Insassenzustand bei t_0 bewertet werden kann, wird zudem eine Bewertungsmethode bestimmt, die das Risiko des jeweiligen Szenarios evaluiert und somit die Ableitung der Spezifikationen ermöglicht. Schlussendlich können die Methoden damit allen Teilgebieten des Kritikalitätsraumes zugeordnet werden, die für die Bearbeitung notwendig sind. Diese beginnen mit der Pre-Crash Phase und enden mit der In-Crash Phase sowie deren Bewertung. Die Zusammenführung zu einer ganzheitlichen Methode (der Kritikalitätsraum) wird im nachfolgenden Kapitel 7 beschrieben.

6.1 Virtuelle Methode und Hochleistungsrechner

Für den Lösungsansatz wurde LS-Dyna [LS-Dyna (2019)] als expliziter FEM Solver der Version v 7.1.2 in der „massiveley parallel processing“ (MPP) Variante eingesetzt. Die Simulationen werden auf einem High Performance Cluster – HPC – der TU Graz berechnet. Der Cluster bietet 2368 CPU-Cores (Intel Xeon E5 - 2650 – Sandy Bridge) zu je 16 Cores/Knoten und Infiniband Interconnect als Schnittstelle zur Hochgeschwindigkeitsübertragung.

Basierend auf der „Finiten Differenzen-Methode“ für die explizite Zeitintegration ist für die Berechnung ein maximaler kritischer Zeitschritt (Δt , basierend auf Courant et al. (1928)) der limitierende Faktor für die Dauer einer stabilen Crashberechnung. Dieser ist durch die größte Eigenfrequenz (ω_{max}) eines Elements des Modells bestimmt. Diese ungedämpfte Eigenfrequenz ist abhängig von der Steifigkeit, Dichte und Geometrie (Kantenlänge – Abstand zweier Knoten) [Hallquist (2006)]. Für größere angegebene Zeitschritte kann „mass scaling“ aktiviert werden. Dabei wird „nicht-physikalische“ Masse der Struktur hinzugefügt („Dichteerhöhung“), dies beeinflusst jedoch die Qualität der Ergebnisse. Euroncap definiert das Limit des Qualitätschecks der Berechnung für „mass scaling“ beispielsweise mit kleiner gleich 3 % für Menschmodelle im Fußgängerschutz [EURONCAP (2019c)].

Für die bereits beschriebene, extensive Berechnungsdauer der Pre- und In-Crash Phase gibt es keine Möglichkeiten, die Berechnungsdauer ohne qualitätsmindernde Einstellungen (zum Beispiel: Steifigkeitsänderung) vorzunehmen. An der geometrischen Diskretisierung darf keine Veränderung vorgenommen werden, da die Insassenmodelle (Dummies) und das Innenraummodell bereits validierte Methoden beziehungsweise Sub-Modelle darstellen.

Die wichtigsten Punkte dabei sind die Implementierung eigener Sub-Routinen für den reversiblen Teil des Gurtsystems in der Pre-Crash Phase und die Möglichkeit der genauen Führung von Starrkörpern durch extern aufgeprägte Bewegungsvorgänge (Randbedingung). Dazu werden 1D Elemente eingesetzt, die für die mittels der bereitgestellten Funktionalitäten von LS-Dyna aktiviert beziehungsweise deaktiviert werden können, womit ermöglicht wird, eine Bewegungsvorgabe in einem bestimmten Zeitraum auf einen beliebigen Körper aufzubringen. Diese Funktionalität zur Schaltung der Zustände wird ebenfalls im Gurtmodell genutzt, um Straff- und Kraftbegrenzungseigenschaften zu steuern. Weitere Informationen sind im Detail in Kapitel 6.6 (generisches Innenraummodell) beschrieben.

6.2 Insassenmodelle

Als menschliche Ersatzmodelle wurden zwei Modelle der Frontalcrash Hybrid III – H3 – Dummy-Familie ausgewählt, die bereits seit mehr als einem Jahrzehnt [Kan et al. (2003), Mohan et al. (2007)] für Insassensimulationen sowie seit 1976 [Humanetics (2019b)] in realen Tests (Verbraucherschutztests und gesetzliche Tests) im Einsatz sind und dementsprechend einen für den jeweiligen spezifischen Belastungszustand ausgereiften Validierungsstand aufweisen. Ein weiterer Vorteil ist die bestehende große Datenbasis zur Evaluierung der Insassenbelastung, da der HIII Dummy aktuell der noch immer am häufigsten eingesetzte Front-Crash Dummy ist [Xu et al. (2018)].

6.2.1 Dummies und Bewertungskriterien

H305 Dummy

In Abbildung 4 folgt eine Darstellung des Hybrid III 5 % – H305 – Dummies (Version: atd-h305-d01.03) sowie in der Tabelle 10 die für die Bewertung relevanten Kriterien zur Evaluierung der In-Crash Belastung. Die Bewertungsmethode ist im Appendix III des Federal Registers Vol. 80 [USNCAP (2019)] zu finden. Für den HIC und NIJ sind die Risikokurven (AIS3+) verschiedener Dummy Modelle ident [NHTSA (2008)]. Für die Risikoberechnung ausgehend von Brusteindrückung, Nackenzugkraft, Nackendruckkraft und Femurkraft kommen bei den zwei Dummies lediglich leicht abgeänderte Zahlenwerte der Risikofunktion zum Einsatz. Der Dummy hat eine Gesamtmasse von 49 kg und würde in einer stehenden Position circa 1520 mm groß sein. Die Gesamthöhe in der aufrechten Sitzposition wird mit 787.4 ± 12.7 mm angegeben [Humanetics (2018a)].

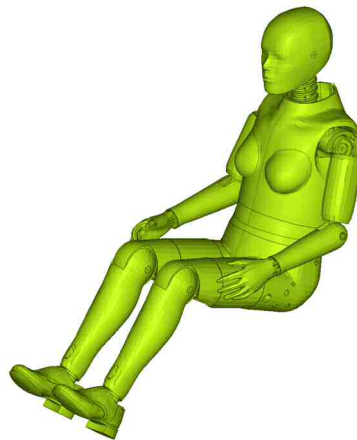


Abbildung 4: Finite Elemente Modell des H305 Dummies.

H350 Dummy

In Abbildung 5 folgt eine Darstellung des H350 Dummies (Version: atd-h350-d01.07) sowie in der Tabelle 10 die für die Bewertung relevanten Kriterien zur Evaluierung der In-Crash Belastung. Der Dummy hat eine Gesamtmasse von circa 78 kg und liegt bei einer Größe von circa 1750 mm, wenn der Dummy in einer aufrechten Position modelliert wäre. Die Gesamthöhe in der Sitzposition wird mit 883.9 ± 5.1 mm angegeben [Humanetics (2018a)].

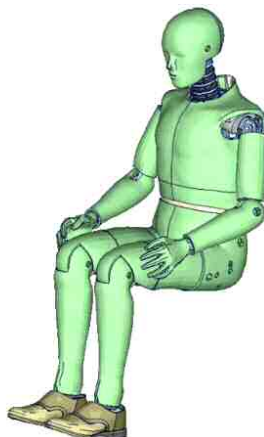


Abbildung 5: H350 Dummy [ATD (2018)]

Bewertungskriterien der beiden Dummymodelle

Tabelle 10: Bewertungskriterien für das verwendete H350 und H305 Dummymodell und Risikofunktionen des USNCAP's [NHTSA (2008), EURONCAP (2019b), UN-R94 (2019)]

Kriterien (Dummy) / Anwendungsfall	Risikofunktion
Kopf – HIC15, (H350, H305) / Validierung, Kritikalitätsraum	$P_{Head}(AIS3+) = \Phi\left(\frac{\ln(HIC15) - 7.45231}{0.73998}\right)$
Nacken – NIJ, (H350, H305) / Validierung, Kritikalitätsraum	$P_{Neck_{NIJ}}(AIS3+) = \frac{1}{1 + e^{3.2269 - 1.9688 * NIJ}}$
Nacken – Zugkraft (NT), (H350) / Validierung, Kritikalitätsraum	$P_{Neck_{Tension}}(AIS3+) = \frac{1}{1 + e^{10.9745 - 2.375 * NT}}$
Nacken – Zugkraft (NT), (H305) / Validierung, Kritikalitätsraum	$P_{Neck_{Tension}}(AIS3+) = \frac{1}{1 + e^{10.958 - 3.770 * NT}}$
Nacken – Druckkraft, (NC) (H350) / Validierung, Kritikalitätsraum	$P_{Neck_{Comp.}}(AIS3+) = \frac{1}{1 + e^{10.9745 - 2.375 * NC}}$
Nacken – Druckkraft, (NC) (H305) / Validierung, Kritikalitätsraum	$P_{Neck_{Comp}}(AIS3+) = \frac{1}{1 + e^{10.958 - 3.770 * NC}}$
Nacken – Scherkraft, (H350, H305) / Validierung	Nur Monitoring: maximal 3.1 kN
Thorax – Brusteingdrückung (CD), (H350) / Validierung, Kritikalitätsraum	$P_{Chest}(AIS3+) = \frac{1}{1 + e^{10.5456 - 1.568 * CD^{0.4612}}}$
Thorax – Brusteingdrückung (CD), (H305) / Validierung, Kritikalitätsraum	$P_{Chest}(AIS3+) = \frac{1}{1 + e^{10.5456 - 1.7212 * CD^{0.4612}}}$
Thorax – Viskoses Kriterium (VC), (H350, H305) / Validierung	Nur Monitoring: maximal 1
Femur – Kraft (Links/Rechts) (FF), (H350) / Validierung, Kritikalitätsraum	$P_{Femur}(AIS2+) = \frac{1}{1 + e^{5.795 - 0.5196 * FF}}$
Femur – Kraft (Links/Rechts) (FF), (H305) / Validierung, Kritikalitätsraum	$P_{Femur}(AIS2+) = \frac{1}{1 + e^{5.795 - 0.7619 * FF}}$
Tibia – Kraft (Links/Rechts), (H350, H305) / Validierung	Nur Monitoring: maximal 8.8

6.3 Crash-Puls

Der herangezogene In-Crash Puls entspricht den USNCAP Test-Randbedingungen von 56 km/h und 100 % Überdeckung gegen eine starre Barriere. Der zeitliche Verlauf des gefilterten und normierten Signals ist im beschriebenen generischen Innenraummodell enthalten und in Abbildung 6 dargestellt. Der Puls ist auch Teil der Validierungsparameter des Insassenmodells eines Oberklassenfahrzeugs.

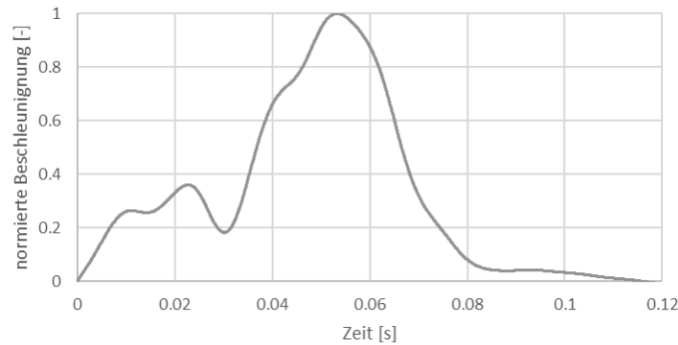


Abbildung 6: USNCAP Pulsform, 56 km/h gegen eine starre Wand, normiert mit der maximalen Beschleunigung.

6.4 Berechnung des Verletzungsrisikos

Für die Bewertung des Verletzungsrisikos wird mit dem zugrundeliegenden US-NCAP Puls und der Dummy Auswahl der „Relative Risk“ (RR) Wert, berechnet aus dem P_{Joint} und dem Baseline Risiko, verwendet.

$$RR = \frac{P_{Joint}}{Baseline\ Risiko} \quad (\text{Formel 1})$$

Als Baseline Risiko wird der aktuell vorgeschriebene Wert von 15 % angesetzt der das „Basis-Verletzungsrisiko“ angenähert an den Flottendurchschnitt angibt. Dieser Wert gibt den Übergang zwischen einer drei zu einer vier Sterne Bewertung gemäß Verbraucherschutztests des Insassen an und kann theoretisch in zeitlichen Abständen angepasst werden, also die Bezugsbasis auf einen neueren Stand setzen. [USNCAP (2008), Hershman (2001)]

Das P_{Joint} wiederum setzt sich aus den einzelnen Verletzungsrisikowahrscheinlichkeiten, welche in Tabelle 10 präsentiert wurden, zusammen [USNCAP (2008)] und ist wie folgt definiert:

$$P_{Joint} = 1 - (1 - P_{Head}) * (1 - P_{Neck}) * (1 - P_{Femur}) * (1 - P_{Chest}) \quad (\text{Formel 2})$$

Damit ist eine objektive Bewertung der Ergebnisse hinsichtlich des Verletzungsrisikos möglich.

6.5 Methode zur Validierung der Berechnungsergebnisse

Für die Validierung von Daten (Berechnungsergebnisse) als Funktion der Zeit können Standard Korrelationskoeffizienten aufgrund unzureichender Interpretationsmöglichkeiten, nicht kausaler Zusammenhänge und der nicht erfüllten Randbedingungen der Koeffizienten nicht verwendet werden [Erdem et al. (2012), [Haig (2007)]].

Als weitere Methode zum objektiven Vergleich von Kurvenverläufen, die bereits für Validierungszwecke von Dummies eingesetzt wird, kommt das Software-Package CORAplus zum Einsatz [Thunert (2017)]. Mit dem Software-Package können zusammengesetzte Bewertungen, bestehend aus einer Korridor-Bewertung

und einer Bewertung der Kreuzkorrelation, durchgeführt werden. Diese wird vorwiegend zur Evaluierung von Testdaten und Simulationsdaten, beispielsweise eines Dummys, beziehungsweise zur Validierung von Dummy-Modellen eingesetzt [Gehre et al. (2009), Gehre et al. (2011), Iwamoto et al. (2015), Putnam et al. (2015), Untario et al. (2013)]. Während in der Korridor-Bewertung nur eine Größe berechnet wird, sind in der Bewertung der Kreuzkorrelation drei gewichtete Größen entscheidend – die Phasenverschiebung, die Größenabweichung und der Formfaktor. Dabei sollen die Schwachstellen der Einzelbewertungen kompensiert werden. Für die Korridor-Bewertung werden zwei Korridore bestimmt, ein innerer und ein äußerer Korridor. Liegt der ausgewählte Kurvenabschnitt innerhalb des inneren Korridors, wird ein Punkt vergeben. Liegt die Vergleichskurve außerhalb des äußeren, werden null Punkte vergeben. Zwischen den Korridorwerten wird der Abstand zwischen Null und Eins interpoliert. Über alle Zeitschritte kann mit den Einzelwerten die Summe gebildet werden.

Interpolation
$$c_i = \left(\frac{\delta_o(t) - |y_0(t_i) - y_1(t_i)|}{\delta_o(t) - \delta_i(t)} \right)^k \tag{Formel 3}$$

Summenbildung
$$C_1 = \frac{\sum_i^n c_i}{n} \tag{Formel 4}$$

- $\delta_o(t)$... Äußerer Korridor
- $\delta_i(t)$... Innerer Korridor
- $y_0(t_i)$... Y Wert des Vergleichssignal
- $y_1(t_i)$... Y Wert des neuen Signals

Ein Nachteil der Korridormethode ist beispielsweise eine Phasenverschiebung der Kurve, bei der, verursacht durch den Vergleich nur eines Zeitschritts, die Bewertung nahe Null liegen kann, die Kurve subjektiv betrachtet jedoch gut korreliert. Dieser Nachteil kann mit der zweiten Ebene zur Kreuzkorrelation adressiert werden. Für die Berechnung der drei Bewertungsgrößen der Kreuzkorrelation wird zuerst der Fehler einer Phasenverschiebung korrigiert. Wie auch die Korridorbewertung liefert die Summenbewertung der Kreuzkorrelation einen Wert zwischen Null und Eins. Beide Ebenen bilden gewichtet die finale Bewertung der Datensätze.

Im Falle der ISO/TS 18571:2014 Berechnung, die als Standard zur Evaluierung von Validierungsständen von virtuellen Methoden in der Automobilbranche eingesetzt wird, ist die Bestimmung der vier Größen unterschiedlich zur Cora-Methode [Thunert (2017)]. Das finale Rating der ISO wird dabei wie in Tabelle 11 dargestellt. Da für die CORA-Methode keine gültige Einstufung angeführt ist, wird die Evaluierung der Daten mit der ISO/TS 18571:2014 Berechnung durchgeführt. Dabei wird das Rating des Lastfalls über Wichtungen der berechneten Einzelergebnisse – Korridor (Wichtung = 0.4) / Phase (Wichtung = 0.2) / Steigung (Wichtung = 0.2) und Magnitude (Wichtung = 0.2) – gebildet. Ein "Good" Rating bedeutet nach der Einstufung von Barbat et al. (2013) zumindest für Signale, dass das Referenz-Signal gut abgebildet wird aber bemerkbare Unterschiede im Verlauf vorliegen.

Tabelle 11: Für die Einstufung des Bewertungsergebnisses der Methode ist das Rating (R) in vier Bereiche eingeteilt.

Excellent	0.94 < R
Good	0.80 < R ≤ 0.94
Fair	0.58 < R ≤ 0.80
Poor	R ≤ 0.58

In Abbildung 7 wird anhand zweier beispielhafter Signalverläufe das Ergebnis der Bewertung gezeigt. Die gewählten Parameter zur Evaluierung des Signals $x(t)$ sind wie in Tabelle 12 als fixe Größen der ISO/TS 18571:2014 eingestellt [Thunert (2017)].

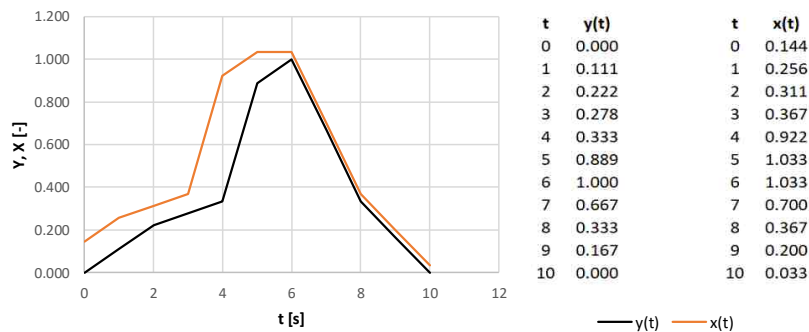


Abbildung 7: Ein beispielhaftes Basissignal und ein modifizierter Verlauf

Tabelle 12: Parameter für die Testkurve – CORAplus [ISO/TS 18571:2014]

Globale Parameter	Beschreibung	Wert
K_z	Exponent für die Berechnung der Korridorbewertung	2
G_1	Wichtungsfaktor der Korridorbewertung	0.4
ϵ_{pmax}	Maximal zulässiger Zeitverschiebungsparameter	0.2
A0/B0	Innere und äußere Korridorbreite	0.05/0.5
K_s	Exponent für die Berechnung des Steigungsparameters	1
ϵ_s	Maximal zulässiger Steigungsparameter	2.0
K_M	Exponent für die Berechnung der Größenbewertung	1
ϵ_m	Maximal zulässiger Größenparameter	0.5
K_p	Exponent für die Berechnung der Phasenbewertung	1
G_v	Wichtungsfaktor der Steigungsbewertung	0.2
G_G	Wichtungsfaktor des Größenbewertung	0.2
G_p	Wichtungsfaktor der Phasenbewertung	0.2

Wie von der Testkurve in Abbildung 7 zu erwarten war, ist das Ergebnis der Korridorermethode mittelmäßig (0.792, Bereich: „Fair“), die Kreuzkorrelation liefert Werte von 0.000 (Phase), 0.804 (Magnitude) und 0.625 (Slope) und ist als Endergebnis in „Fair“ einzuordnen (siehe Tabelle 13).

Tabelle 13: Ergebnisse der Cora Methode an der Testkurve nach ISO/TS 18571:2014

Methode	Name	Einzel Rating	Gewichtung
1	Korridor	0.792	0.4
2	Phase	0.000	0.2
3	Größe	0.804	0.2
4	Steigung	0.625	0.2
Gesamt-Rating		0.603	Fair

Beide Methoden (CORA und ISO) kombinieren gewichtete Kriterien, die Teile der bereits erwähnten Methode beinhalten und betreffen zum Beispiel „Euklidische Abstände“ sowie auch die Zeitverzerrung

(„Classical Dynamic Time Warping – DTW“) zur Berechnung der Phasenverschiebung. Eine Schwachstelle der Verschiebung des Signals geht damit einher, dass, aufgrund der Abhängigkeit vom Baseline-Eingangssignal, keine Gewährleistung der Symmetrieeigenschaften vorhanden ist [Meier et al. (2013)]. Die „Enhanced Error Assessment of Response Time Histories“ (EEARTH) Methode verbessert die Aussagefähigkeit der Bewertung im Vergleich zur CORA Methode durch physikalische Grenzwerte und die Einbeziehung von Experten-Wissen, um ein gültiges Parameter-Set zu erstellen [Zhan et al. (2012)]. Während der Einfluss der Bewertung über einem Rating von circa 50 % gering ausfällt und die Verbesserung vor allem unter 50 % deutlich zu erkennen ist [Zhan et al. (2012)] wird für den Lösungsansatz der Mehrwert gering eingeschätzt. Ein als „Poor“ eingestuftes ISO Rating stellt in dieser Arbeit ein Ausschlusskriterium dar. Die Parameter werden entsprechend den Parametern des Standards festgelegt und sind mit dem ISO/TS 18571:2014 Rating bewertet [Thunert (2017), Davis et al. (2017)]. Dabei dürfen die Ergebnisse der Validierung für einen Lastfall (Vergleich einer Simulation) nicht in den Bereich „Poor“ fallen. Die Methode zur Validierung der Simulationsergebnisse wird für die Änderungen des Insassenmodells und in weiterer Folge zur Validierung der geführten Bewegung der Pre-Crash Phase eingesetzt.

6.6 Generisches Innenraummodell mit Pre-Crash Funktionalität

Für die Beurteilung des Verletzungsrisikos, verursacht durch die auf die verwendeten Insassenmodelle wirkende Crashbelastung, wird als weiterer Punkt eine geeignete Innenraumumgebung benötigt. Bei der in dieser Arbeit verwendeten Innenraumumgebung handelt es sich um ein generisches Pendant zu einem Modell eines Fahrzeugherstellers, das eine ähnliche Qualität hinsichtlich Geometrie und Rückhalteeigenschaften aufweist. Das zur Validierung verwendete Modell des Fahrzeugherstellers entspricht hinsichtlich der Modellierung mindestens dem Stand der Technik.

Um den hohen Berechnungsaufwand zu senken, wurden teilweise Anpassungen an den Eigenschaften der nicht relevanten Innenraumkomponenten vorgenommen, die sich auf die Mittelkonsole sowie die Instrumententafel adressieren lassen. Das Insassenmodell ist in Abbildung 8 dargestellt und umfasst folgende Basis-Funktionalität und Komponenten:

Basiskomponenten:

- Fußraum.
- Sitz, mit der Möglichkeit der relativen Verschiebung zur Fahrgastzelle.
- Windschutzscheibe und A-Säule.

Bearbeitete und neue Komponenten:

- Innenraumkomponenten (beispielsweise die an die originale Instrumententafel angenäherte Geometrie der neuen Komponente, jedoch mit einem stark vereinfachten Aufbau).
- Neues plausibilisiertes Airbag-Modell (Keyword: AIRBAG_HYBRID_JETTING_ID), reale Geometrie.
- Ein neues Schultergurtmodell mit Gurtstraffer (Pre-Tensioner – PT) und zweistufigem Gurtkraftbegrenzer.

- Ein neues Beckengurtmodell mit der Möglichkeit zur Straffung (Pre-Tensioner – PT) und Gurtkraftbegrenzung (Load Limiter – LL).

Einstellungen:

- Alle Zündzeiten und Kraftniveaus können mittels definierter Parameter angepasst werden.

Diese grundlegende Funktionalität wird benötigt, um ein möglichst breites Feld des Aufenthaltsraumes, ermittelt aus der Pre-Crash Phase, zu erreichen und eine Reduktion der Insassenbelastung durch gezielte Optimierung der Rückhalteeigenschaften im Kritikalitätsraum zu ermöglichen.

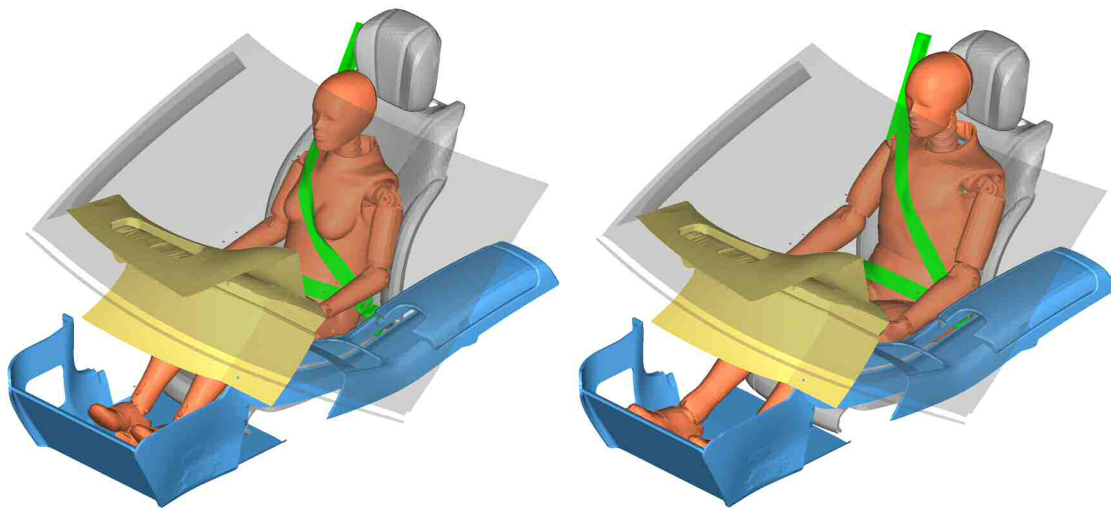


Abbildung 8: Generisches Insassenmodell mit dem positionierten H305 und H350 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000).

Abbildung 9 definiert die Koordinatenrichtungen des generischen Innenraummodells. Dabei ist die X-Achse mit der Fahrzeuginnenachse ausgerichtet und die positive Richtung zeigt von dem Fahrzeugheck zur Fahrzeugfront. Die Y-Achse ist mit der lateralen Fahrzeugachse ausgerichtet und die positive Richtung geht vom Beifahrersitz Richtung Fahrersitz. Die Z-Richtung verläuft parallel zur Hochachse des Fahrzeugs. Der Parameter der Sitzverschiebung wird für den X Wert des H350 in der Baseline mit Position 0 mm für den relativen Vergleich der Ergebnisse der Sitzeinstellungen festgelegt.

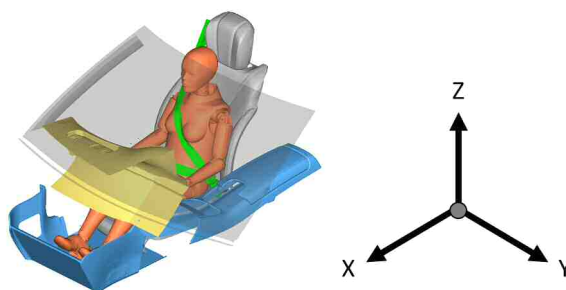


Abbildung 9: Definition des globalen Koordinatensystems des generischen Insassenmodells.

Abbildung 10 und Tabelle 14 fassen die Funktionalitäten des generischen Innenraummodells abschließend zusammen. Als Parameter kommen dabei die Variation der Kraftverläufe des Gurtes (PPT, PT und LL) sowie die Zündzeiten (TTF) des Airbags und des Gurts zum Tragen. Die Pre-Tensioner des Gurtsystems sind als

vorgespannte, jedoch initial fixierte Federn modelliert und werden mittels einer zeitlichen Vorgabe freigegeben beziehungsweise nach einem Verfahrenweg gesperrt.

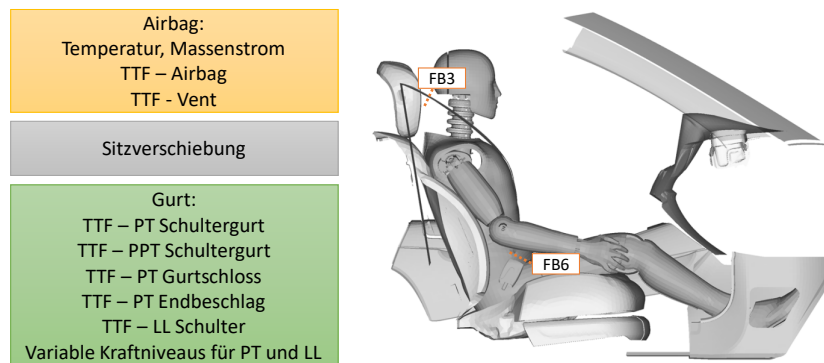
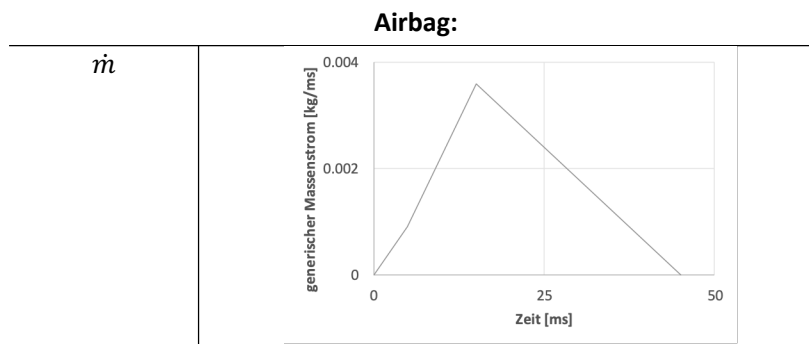


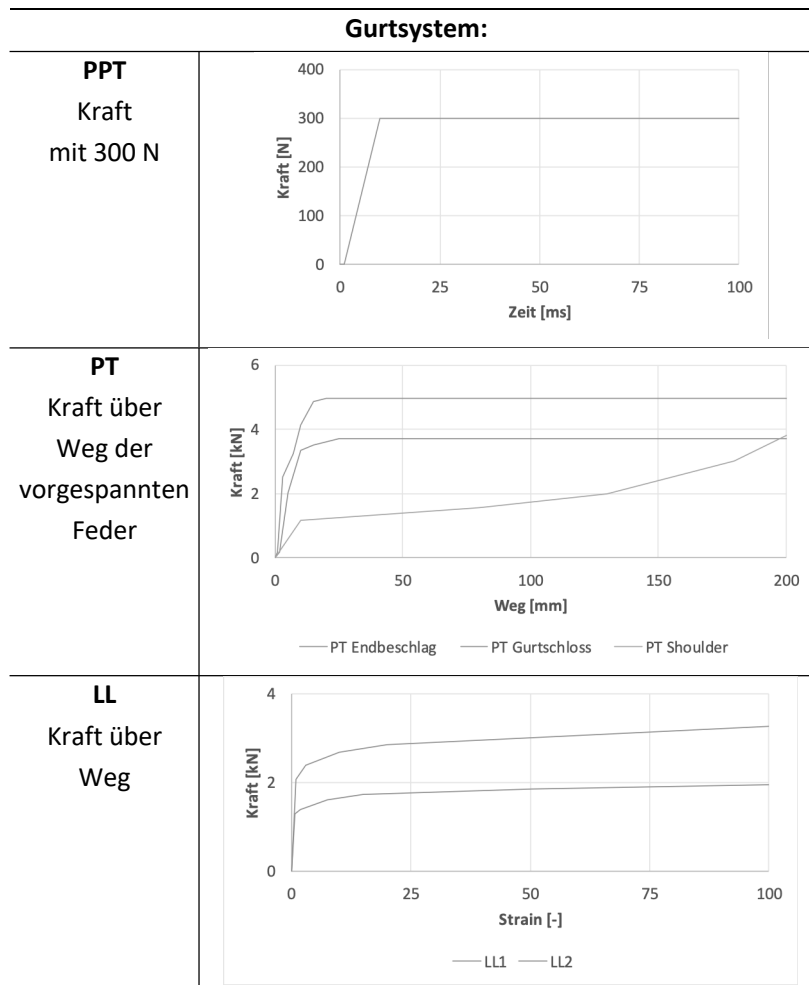
Abbildung 10: Funktionalitäten des generischen Innenraummodells und Kraft-Messstellen am Gurtband

Tabelle 14 enthält den Verlauf des Massenstroms des Airbags, welche in einem vereinfachten „Hybrid-Airbag Modell“ (LS-Dyna) zur Anwendung kommen. Das maximal erreichte Volumen des Airbags inklusive der Ansteuerung des Ventings liegt bei circa 110 Liter. Hinsichtlich des Gurtsystems sind alle Pre-Tensioner (PT) Kräfte und Kraftbegrenzer (LL) Kräfte des Schultergurts enthalten. Die PT Kräfte als Vorgabe einer vorgespannten Feder sind initial bereits bei einer bestimmten Verschiebung im Zugbereich. Wird der PT zu einer eingestellten Zeit aktiviert, wird diese Vorspannung abgebaut, der Gurt somit gestrafft.

Eine weitere relevante Komponente, notwendig für die Pre-Crash Phase, wurde dem Modell hinzugefügt. Dabei handelt es sich um den PPT, der reversibel, jedoch auf einem weitaus niedrigeren Kraftniveau als die In-Crash Komponente PT, arbeitet. Die zeitliche Ansteuerung in der Realität basiert auf den Daten der Umfelderkennung und jenen der Fahrzeugzustandssensoren. Eine kritische Situation kann erkannt werden und der Insasse wird dementsprechend pro- / reaktiv auf das Brems- / Lenkmanöver mit dem Gurt an die Fahrzeugkinematik gekoppelt. Im Modell wird der PPT als erste Komponente am Schultergurt-Retraktor angebracht und mit einer Funktion der Kraft über Zeit beaufschlagt. Aktiviert wird das System mit einer Systemrandbedingung, die nach einer gewissen Zeit eine starre Einspannung deaktiviert und gleichzeitig die definierte Kraft-Zeit Funktion aufruft. Der PPT kann vor einer Kollision aktiviert werden, auch wenn die Umfeld- und Fahrzeugsensorsysteme keinen beziehungsweise noch keinen Eingriff in die Fahrzeugkinematik auslösen. Im Modell kann die Pre-Crash Phase zeitlich unabhängig zum Straffbeginn des PPT gesetzt werden. Dabei wird ein Beschleunigungsfeld in X und Y auf das Modell aufgebracht, in Z wirkt immer die Erdbeschleunigung.

Tabelle 14: Parameter der Funktionalitäten des Innenraummodells.





Validiert wurde das geänderte Insassenmodell mit den Ergebnissen der In-Crash Berechnung des Basismodells. In Tabelle 15 sind die Ergebnisse der Kopfbeschleunigung, Pelvisbeschleunigung, Schultergurtkraft, Femurkraft und Tibiakraft aus der Validierung enthalten. Das Rating des geänderten Insassenmodells mit einer gleichverteilten Gewichtung erzielt einen Wert von 0.848 und liegt damit deutlich im Bereich „Good“ des ISO Ratings. Den größten Unterschied erreicht hierbei die Femurkraft. Die größten Abweichungen der Verläufe der Femurkraft treten dabei im Lastwechsel von Zug- zu Druckkraft auf und nehmen keinen Einfluss auf die maximale Druckkraft, die zur US-NCAP Bewertung herangezogen wird. Abschließend wird angemerkt, dass mit der Einstellung eines konstanten Zeitschritts, der in den Modellen 0.00086 ms beträgt, die Masse des Dummys um circa 0.6 % der initialen Masse erhöht wird. Dabei kommt es zu keiner nennenswerten Veränderung.

Tabelle 15: Vergleich des originalen und generischen Insassenmodells am Beispiel: Kopf-/Thorax-/Pelvisbeschleunigung, Schultergurtkraft, Femurkraft und Tibiakraft. CORAplus Rating nach ISO/TS 18571:2014.

Signal	Rating	Weight
Resultierende Kopfbeschleunigung	0.902	0.167
Resultierende Thoraxbeschleunigung	0.874	0.167
Resultierende Pelvisbeschleunigung	0.900	0.167
Schultergurtkraft	0.895	0.167
Femurkraft Links	0.721	0.167
Tibiakraft Rechts	0.796	0.167
Total Rating	0.848	

Für die Bestimmung des Aufenthaltsraumes wurden die zwei Insassenmodelle (H350, H305) zusätzlich zu deren Standard-Sitzeinstellung (Ps000) mit abweichenden Sitzeinstellungen erweitert (keine Verstellung der Lehnen-Neigung). Die Standard-Sitzeinstellung (Ps000) des H305 liegt dabei um circa 118 mm vor der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) des H350 Dummys. Für den H350 Dummy werden zwei rückwärts positionierte Modelle mit einer Verschiebung von 75 mm (Pr075) und 150 mm (Pr150) sowie ein nach vorne positioniertes Modell mit einem Versatz von 50 mm (Pf050) umgesetzt. Die nach vorne verschobene Position ist dabei auf ein geeignetes Maß, mit einem geringfügigen Restabstand des Knies/Unterschenkel zur Instrumententafel, angenähert worden. Die zwei rückwärts verschobenen Positionen decken einen relevanten Bereich des Sitzverstellfeldes in X ab und wurden jeweils um 75 mm verschoben.

Für den H305 Dummy wurde aufgrund der geometrischen Randbedingungen des Innenraums eine Verschiebung nach vorne verworfen. Zwei rückwärtsverlagerte Positionen wurden mit einer Verschiebung des ganzen Sitzes um 75 mm (Pr075) und 225 mm (Pr225) im Modell umgesetzt. Dabei ist zu beachten, dass sich die Beinstellung sowie die Schultergurtgeometrie (aufgrund des festen Umlenkpunktes der Fahrzeugstruktur) ändert. Die am weitest nach hinten verschobene Pr225 Sitzeinstellung wurde gewählt, da diese im Sitzverstellfeld einer ähnlich rückwärts verschobenen Position wie beim H350 nahekommt. Die stark reduzierten Modelle sind in Abbildung 11 dargestellt. Vom Modell ist die Gurtführung, die Sitzfläche, der Fußraum, die Mittelkonsole, die Instrumententafel und die Windschutzscheibe mit der A-Säule zu erkennen. Beide Dummys betrifft die gleiche Problematik hinsichtlich des Schultergurts und der unteren Extremitäten. Die relativen Werte zur Verschiebung und Positionierung des Insassen, bezogen auf die jeweilige Baseline des Dummys, sind in Tabelle 16 ersichtlich. Zusätzlich zu den Verschiebungen in X kommt es auch zu einer geringfügigen Verschiebung in Z, verursacht durch die Kinematik der möglichen Sitzverstellung. Zur besseren Zuordnung sind die Positionen im Sitzverstellfeld in Abbildung 12 schematisch dargestellt.

Tabelle 16: Beschreibung der Dummy H-Punkt Verschiebung, sowie der geänderten Winkel der unteren Extremitäten.

Modell	ΔX [mm]	ΔZ [mm]	$\Delta\phi$ Knie [Grad]	$\Delta\phi$ Knöchel [Grad]
H350 Pf050	50.0	5.7	-1.5	17
H350 Standard-Sitzeinstellung Ps000	0.0	0	0	0
H350 Pr075	-75.0	-8.5	1.5	0
H350 Pr150	-150.0	-17.0	3	0
H305 Standard-Sitzeinstellung Ps000	0.0	0	0°	0°
H305 Pr075	-75.0	-8.6	0°	0°
H305 Pr225	-225.0	-25.7	+4°	0°

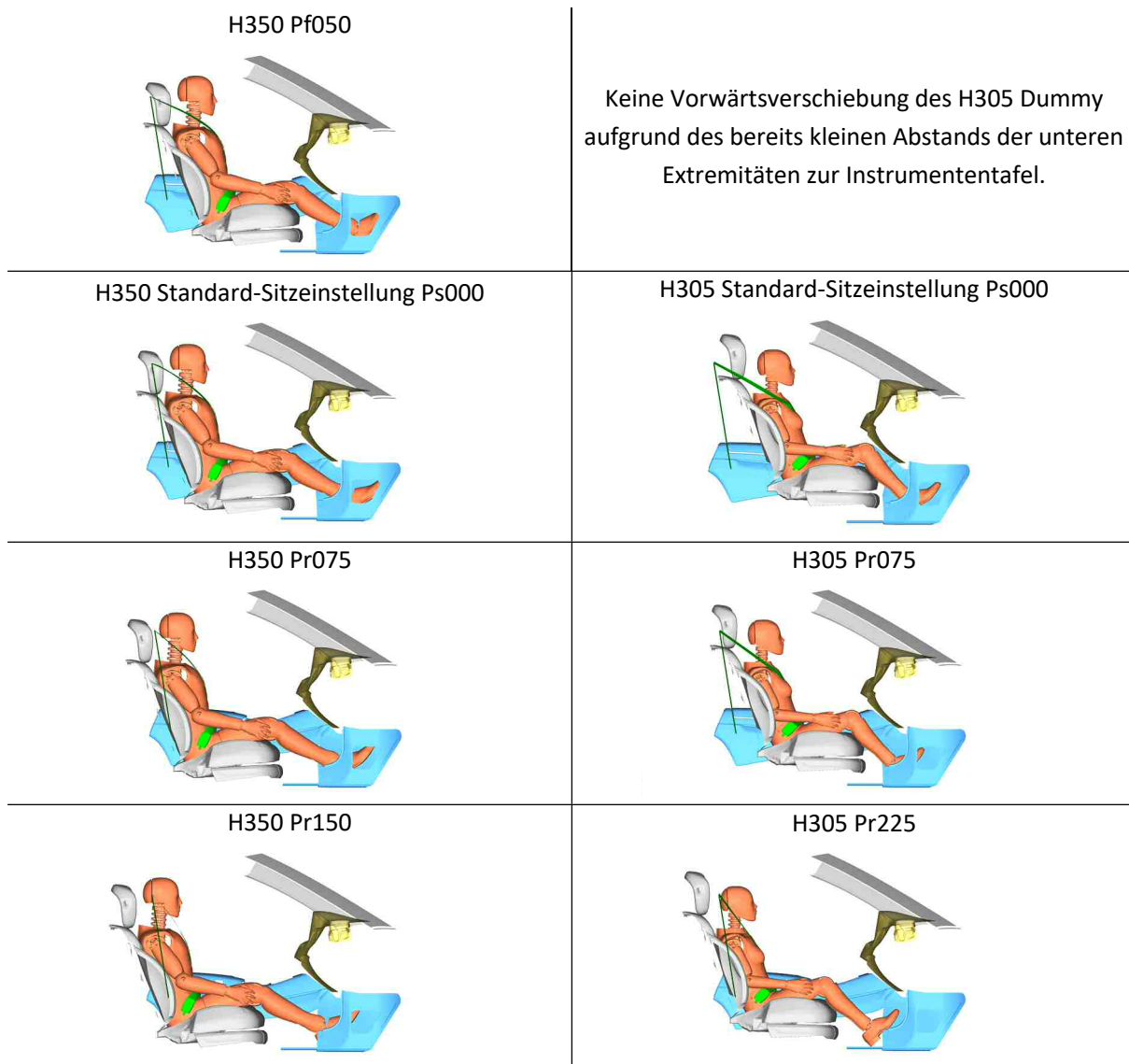


Abbildung 11: Generische Positionen der Insassen (H350 und H305 Dummy) im Innenraummodell. Die Standard-Sitzeinstellung (Ps000) des H305 liegt dabei um circa 118 mm vor der Standard-Sitzeinstellung des H350 Dummys.

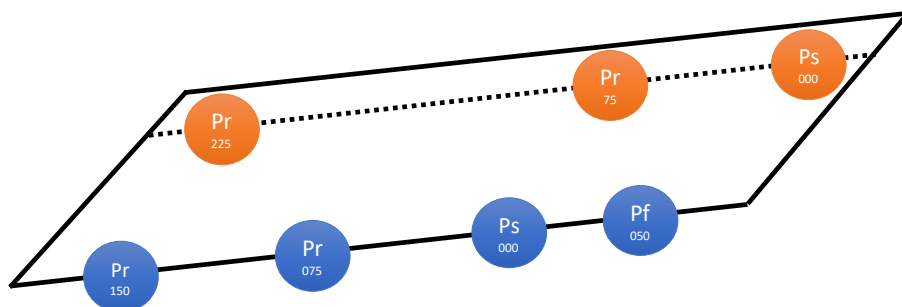


Abbildung 12: Schematische Darstellung der Positionen der Dummys (Orange=H305; Blau=H350) im generischen Sitzverstellfeld. Ps000 beschreibt die Standardposition der Sitzeinstellung.

7 DER KRITIKALITÄTSRAUM

Das definierte Ziel ist, eine Methode zu entwickeln, welche die Basis für die Bestimmung einer Zuordnung der Kritikalität zum Insassenzustand bei t_0 darstellen soll. Die Methode „Der Kritikalitätsraum“ wurde bereits im Lösungsansatz in seinen Grundzügen beschrieben. Mit den zuvor definierten Methoden und Daten kann der Kritikalitätsraum im Detail bestimmt werden.

Unter den vorliegenden Randbedingungen zur Bestimmung der Kritikalität des Insassenzustandes bei t_0 sind zwei Varianten möglich. Eine Variante ist, die Simulation der Pre-Crash Phase, durchgehend mit der In-Crash Berechnung, durchzuführen. Die zweite Variante ist eine vorgelagerte Pre-Crash Berechnung, die als „Datenquelle“ zur gekoppelten Berechnung der Pre- und In-Crash Phase von bestimmten Insassenzuständen bei t_0 herangezogen werden kann.

In der ersten Variante wird die Simulationszeit um die Zeit der ausgewählten Pre-Crash Phase verlängert. Bei dieser Möglichkeit wird durch eine Pre-Crash Bewegung, inklusive Gurtstraffungen oder anderer aktiver Systeme (zum Beispiel: aufblasbare Thorax-Sitzwangen [Luzon-Narro et al. (2012)]), der Dummy in eine Initialposition bei t_0 gebracht. Vorteilhaft ist, dass sich die Gurtkräfte beziehungsweise Initialgeschwindigkeiten aufgrund der durchgehenden Berechnung ohne weitere Maßnahmen intrinsisch ergeben. Nachteilig ist, dass bei der erstmaligen Simulation eines neu definierten Pre-Crash Szenarios auf Antrieb nicht gezielt initiale Insassenzustände mit den virtuellen Methoden erreicht werden können, sondern sich der Zustand einstellt.

Dem kann in der zweiten Variante (Abbildung 13) und in dieser Arbeit entwickelten Methode (Abbildung 2) abgeholfen werden, wenn die reine Pre-Crash Phase als Datenbasis für weitere Untersuchungen herangezogen wird. Aus einer großen Anzahl an bereits ausgewerteten Ergebnissen der Insassenkinematik unterschiedlicher Pre-Crash Szenarien kann ein beliebiger Insassenzustand gewählt werden. Mit den Spezifikationen der selektierten Pre-Crash Phase, jedoch unter der Einschränkung der Validität nur für dasselbe Insassenmodell sowie gleiche RHS Parameter, kann die gekoppelte Pre-/ In-Crash Simulation berechnet werden. Jedoch wird hierfür die gewünschte Pre-Crash Zeit, wiederholt, als vorgelagerte Berechnung zur eigentlichen In-Crash Simulation benötigt. Es besteht zwar die Möglichkeit in finiten Elemente Programmen einen bestimmten Zustand (Zwischenergebnis) als Neustart-Zeitpunkt wiederzuverwenden, jedoch ergibt sich daraus eine sehr große Datenmenge und es ist nur eine eingeschränkte Änderung der Parameter im Zwischenergebnis möglich. Die Biofidelität des Dummys in der Pre-Crash Bewegung ist dabei zweitrangig, da erst der Zustand bei t_0 und die Bewegung ab t_0 für die eigentliche Untersuchung herangezogen wird. Unabhängig von der Pre-Crash Phase, ist es für die Anforderungsliste der Innenraumsensorik wichtig, wie der Insassenzustand bei t_0 das Verletzungsrisiko beeinflusst.

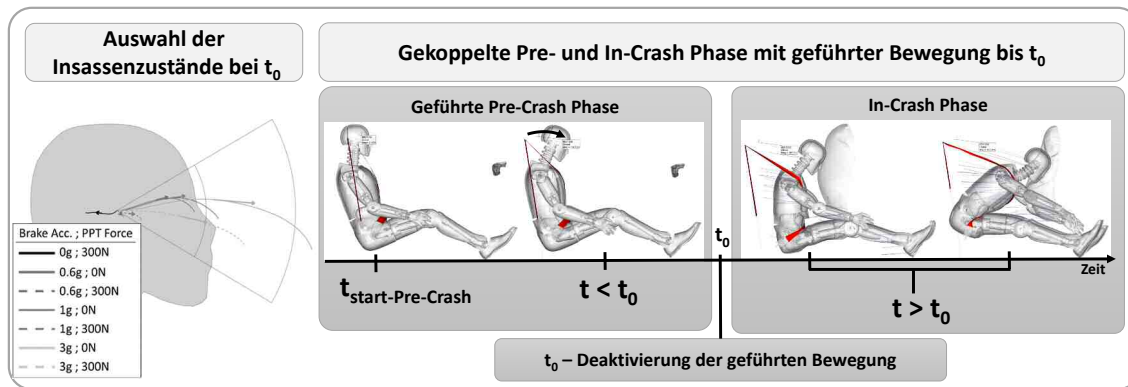


Abbildung 13: Geführte Bewegung des Insassenmodells in der gekoppelten Pre- und In-Crash Rechnung basierend auf den Daten der Pre-Crash Untersuchung bis zu t_0 gefolgt von der In-Crash Phase.

Die Methodik vereint somit die Vorteile beider Varianten, der exakte Insassenzustand bei t_0 mit erhöhter Effizienz und reproduzierbaren Ergebnisse. Zudem kann die Risikobewertung der Insassenbelastung dem Insassenzustand bei t_0 eindeutig zugeordnet werden. Daraus lassen sich kritische Bereiche ableiten. Die geschickte Kombination der Ergebnisse des Aufenthaltsraumes, überlagert mit dem Verletzungsrisiko der In-Crash Belastung, ergibt somit den Kritikalitätsraum, der die Grundlage für eine signifikant verbesserte Abstimmung der Innenraumsensorik liefert.

Zur Bestimmung eines bestimmten Insassenzustandes bei t_0 ist es notwendig, die geführte Bewegung der Pre-Crash Phase zu entwickeln und validieren. Ebenfalls sind die Spezifikationen zur Anforderungsanalyse zu definieren, die die Potential- und Robustheitsuntersuchungen sowie die Ableitung der Sensoranforderungen beinhaltet, mit deren Abschluss auch die Methode „der Kritikalitätsraum“ bestimmt ist. Der Aufbau der nächsten Abschnitte ist in Abbildung 14 dargestellt.

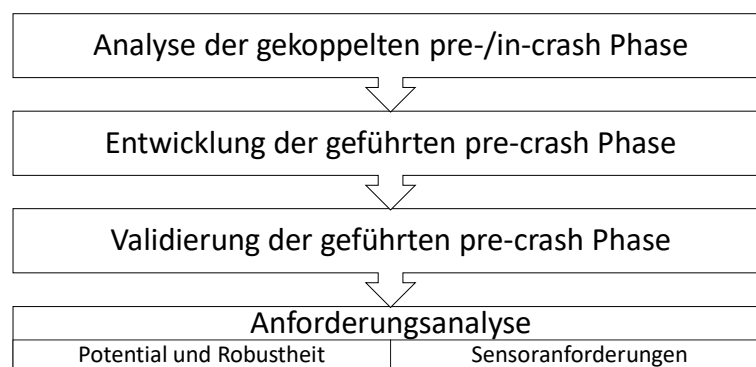


Abbildung 14: Vorgehensweise zur Entwicklung der notwendigen Teilbereiche des Kritikalitätsraumes

Als Basis zur Entwicklung der geführten Pre-Crash Bewegung wird im nächsten Abschnitt eine mögliche Kombination der Pre-Crash und In-Crash Phase analysiert und erst danach die Führungseigenschaften aufgebaut.

7.1 Analyse der gekoppelten Pre- und In-Crash Phase

Damit die Forschungsfrage beantwortet werden kann, ist die Evaluierung der relevantesten Einflussgrößen des Insassenzustands von besonderem Interesse. Die Einflussgrößen sind in Tabelle 18 aufgelistet. Zudem stellt sich die Frage, ob mit den gewonnenen Erkenntnissen eine eindeutige Korrelation zwischen den Verletzungsrisiken und den definierten Parametern des Insassenzustands bei t_0 gefunden werden kann. Zur genauen Bestimmung dieser können zusätzlich zum Verletzungsrisiko und den t_0 Daten ausgewählte

Kriterien der In-Crash Phase herangezogen werden. Dabei ist es notwendig, zumindest die in der Bewertung der Lastkonfiguration notwendigen Verletzungskriterien zu verwenden. Allgemeinere Kriterien und Zeitvariablen der In-Crash-Phase werden in einer ersten Analyse evaluiert. Eine Liste der Kriterien und zeitlichen Verläufe ist in Tabelle 17 zusammengefasst. Relativvergleiche sind im Weiteren zwischen dem Dummy und der Fahrgastzelle zu verstehen.

Tabelle 17: Kriterien und zeitlichen Verläufe für die erweiterte Beurteilung der In-Crash Phase

Körperregion	Kriterium	In-Crash Wert
Kopf	Maximale Verlagerung in X (Global)	X_{Max}
Kopf	Maximale Relativgeschwindigkeit in X (Global)	\dot{X}_{Max}
Kopf	Theoretischer Airbagkontakt-Zeitpunkt	$t_{Kontakt}$
	Relativgeschwindigkeit beim theoretischen Airbagkontakt-Wegpunkt (AK-WP)	v_{rel_AK-WP}
Kopf	Y – Rotation (Global)	β_{Y-Max}

Als nächster relevanter Punkt muss die grobe Einteilung des Insassenzustandes bei t_0 in klar definierte Kriterien festgelegt werden. Da aus der Problemstellung im Wesentlichen die Positionserkennung und Insassenklassifizierung, rein geometrische Zusammenhänge zur bisherigen Beurteilung herangezogen wurden (Zoneneinteilung), kommt die kinematische Beurteilung zur Auswirkung auf das Verletzungsrisiko nun hinzu. Zusätzlich soll sich aus den abzuleitenden Größen eine Anforderungsliste an ein Innenraumsensorik-System identifizieren lassen, die am effektivsten auf die kritischsten Insassenzustände bei t_0 angepasst ist.

Die geometrischen und kinematischen Daten des Insassenzustands in der Pre-Crash Phase werden wie in Tabelle 18 beschrieben eingeteilt. Die zeitlichen Verläufe werden dabei nur für die Validierung der in den folgenden Kapiteln angeführten beschleunigten Pre-Crash Phase herangezogen.

Tabelle 18: Evaluierungsparameter der Pre-Crash Phase.

	t_0 Zustandswert	Pre-Crash Verlauf
Kopf	Verschiebung	$X_{Kopf(t)}, Y_{Kopf(t)}, Z_{Kopf(t)}$
Kopf	Rotation	$\beta_{Y-Kopf(t)}$
Kopf	Relativgeschwindigkeit	$\dot{X}_{Kopf(t)}, \dot{Z}_{Kopf(t)}$
Thorax	Verschiebung	$X_{Thorax(t)}, Y_{Thorax(t)}, Z_{Thorax(t)}$
Thorax	Rotation	$\beta_{Y-Thorax(t)}$
Thorax	Relativgeschwindigkeit	$\dot{X}_{Thorax(t)}$
Pelvis	Verschiebung	$X_{Pelvis(t)}, Y_{Pelvis(t)}, Z_{Pelvis(t)}$
Pelvis	Rotation	$\beta_{Y-Pelvis(t)}$
Pelvis	Relativgeschwindigkeit	$\dot{X}_{Pelvis(t)}$

Zur besseren Zuordnung der einzelnen selektierten Evaluierungsparameter wird zuallererst der Ablauf der Pre-Crash Phase mit dem Insassenmodell erläutert. Dabei ist der H350 mit einer Bremsverzögerung von 1 g und einer PPT Kraft von 0 N ausgewählt und in der Abbildung 15 visualisiert. Die Simulationszeit der Pre-Crash Phase wurde mit 300 ms festgelegt. Zusätzlich sind die Relativbewegungen aus der Initialposition für Kopf, Thorax und Pelvis des Dummies eingezeichnet. Die Kopfvorverlagerung weist durch die geringere Rückhaltung einen deutlich erhöhten Wert im Vergleich zum Pelvis auf. Die maximale Vorverlagerung des

Kopfes wird in diesem Fall bei 211 ms erreicht und wird danach wieder rückwärts verlagert. Thorax und Pelvis wechseln durch die Rückhaltung des Gurtes und die unterschiedliche Deformation der Körperregion schon früher in den sogenannten Rebound (Richtungswechsel entgegen die Pulsbelastung). Für die weitere Auswahl der Vorverlagerungen wird auf das Erreichen eines Gleichgewichtszustands verzichtet und bereits der Zeitraum bis zum ersten maximalen Vor- oder Rückverlagerungswert für den Insassenzustand bei t_0 verwendet. Des Weiteren wird die Kopfkinematik zur Bestimmung der maximalen Verlagerung herangezogen (Dreiecke in Abbildung 15 markieren die maximale Verlagerung des Kopfes und die zugehörigen Verlagerungen des Pelvis und des Thorax).

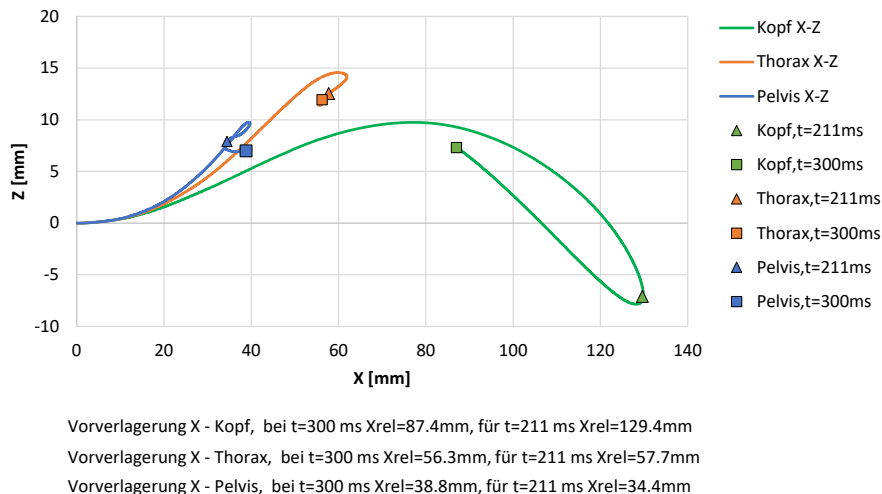


Abbildung 15: Vorverlagerungen von Kopf, Thorax und Pelvis für eine Pre-Crash Phase mit 1 g Bremsverzögerung und einer PPT Kraft von 0 N

Mit den evaluierten Ergebnissen zeichnet sich eine maximale Verlagerung des Kopfes von knapp 130 mm bei 211 ms nach dem Einleiten der Pre-Crash Phase ab. Die Kopffrotation erreicht einen Wert von maximal 22 Grad (Flexion) hinsichtlich der initialen Lage vor der Pre-Crash Phase. Die Relativgeschwindigkeit in X-Richtung zum Fahrzeug beträgt bei diesem Zeitpunkt 0 m/s, was sich mit der ausgewählten Randbedingung zumindest auf den ausgewählten Knoten des Kopfes bezieht (Tabelle 23, H350 Knoten). Andere Körperregionen sind bereits im Rebound (zum Beispiel: Pelvis) oder noch in der Vorwärtsbewegung (zum Beispiel: Hand). Die Gurtkraft zu diesem Zeitpunkt, ausgewertet für FB3 (zwischen „D-Ring“ Umlenker, der B-Säule und erstem Schulterkontakt des Gurtbands), erreicht einen Wert von maximal circa 470 N. Dies lässt sich mit der Masse des Oberkörpers, des Nackens, der oberen Extremitäten und des Kopfes mit der Beschleunigung von 1 g plausibilisieren. Durch die integrierte „Locking Tongue“ (Arretierung des Gurtbands im Gurtschloss unter höherer Belastung) im Gurtschloss und eine größere Gurtlose im Schultergurt (inklusive sogenannter „Filmspool-Effekte“) wird das erste Maximum im Beckengurt (FB6, Messstelle am Gurtband zwischen Endbeschlag und erstem Dummykontakt des Gurtbands) bereits etwas früher als bei FB3 erreicht (bei circa 117 ms). Die zugehörigen Verläufe der Gurtkräfte dieser Pre-Crash Phase sind in Abbildung 16 dargestellt.

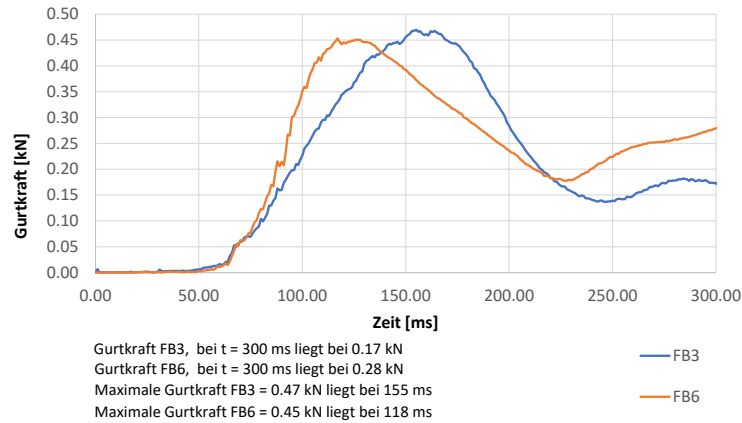


Abbildung 16: Kraftverläufe des Schulter- und Beckengurts für 1 g Bremsverzögerung und einer PPT Kraft von 0 N

Damit ein nach festgelegten Kriterien bewerteter Zeitpunkt der Übergabe von Pre- zu In-Crash ausgewählt werden kann, müssen die Ergebnisse der Pre-Crash Phase einmalig in einer entsprechend langen Zeitspanne vorliegend und dem Aufenthaltsraum zugeordnet sein. Zur Beurteilung des Verletzungsrisikos wird die Simulation erneut durchgeführt und beim selektierten Übergabezeitpunkt (Insassenzustand bei t_0) mit dem ausgewählten USNCAP Crashpuls weitergerechnet. Somit können Verletzungskriterien bestimmt und mit dem Wissen des Zustands des Insassen bei t_0 überlagert werden, um dementsprechende Abhängigkeiten zu untersuchen. Als Beispiel zur Veranschaulichung der Durchführung wird das bereits gezeigte Beispiel aus Abbildung 15 (1 g Bremsverzögerung und einer PPT Kraft von 0 N) als Ergebnis des Aufenthaltsraumes herangezogen und der USNCAP Puls nach 300 ms angehängt, damit die Kritikalität des sich einstellenden Insassenzustandes bewertet werden kann. Die geometrischen und kinematischen Randbedingungen des ausgewählten Übergabezeitpunktes können wie folgt zusammengefasst werden:

- Die Kopfvorverlagerung liegt bei 87.4 mm, der Kopfwinkel bei 5 Grad (Flexion).
- Die Relativgeschwindigkeit des Kopfes in X (global) zum Fahrzeug ist mit 0.5 m/s gegen die Fahrtrichtung gerichtet. Die maximale Relativgeschwindigkeit des Kopfes des Insassen in X bezogen auf das Fahrzeug erreicht in der Vorverlagerungsphase 1 m/s bei 120 ms nach dem Start der Pre-Crash Phase. Die Absolutgeschwindigkeit des Insassen ist somit um 3.2 % größer als die Kollisionsgeschwindigkeit des Fahrzeuges. Die kinetische Energie des Kopfes kann somit stark abweichen (+ 6 %), je nachdem zu welchem Zeitpunkt der Pre-Crash Phase der In-Crash t_0 auftritt.
- Der Thorax ist 56.3 mm vorverlagert und ist ebenfalls bereits in der zweiten Vorverlagerungsphase.
- Pelvis und Thorax erreichen durch die direkte Ankopplung mit dem Gurt im Vergleich zum Kopf circa die halbe Relativgeschwindigkeit in der Vorverlagerungsphase.
- Das Pelvis weist zu diesem Zeitpunkt eine Vorverlagerung von 38.8 mm auf und ist bereits in der zweiten Vorverlagerungsphase nach dem Rebound, verursacht durch die Rückhaltung des Gurtbandes.

Zur Evaluierung der mit diesem Insassenzustand bei t_0 weitergerechneten In-Crash Phase wird einerseits die Kinematik herangezogen, andererseits die Kriterien aufgrund der Belastungsschwere berechnet. In Abbildung 17 ist die X- und Z- Relativgeschwindigkeit dargestellt. Der H350 erreicht ausgehend von der

rückwärtsgerichteten Bewegung bei t_0 eine maximale Relativgeschwindigkeit zum Fahrzeug von 10 m/s. Durch die vorverlagerte Position stellt sich der erste Airbagkontakt mit dem Insassen um circa 7 ms verfrüht ein, der Kopf führt eine Bewegungsumkehr relativ zum Fahrzeug jedoch erst nach t_0 durch. Der beim Kontakt erreichte Kopfwinkel um Y erhöht sich aus der t_0 -Lage auf 12.5 Grad (Flexion). Die globale Y-Geschwindigkeit ist in diesem Fall vernachlässigbar. Die Z-Komponente der Geschwindigkeit erreicht ein Maximum von knapp über 2.5 m/s circa 60 ms nach t_0 und ist signifikant geringer als die X-Komponente.

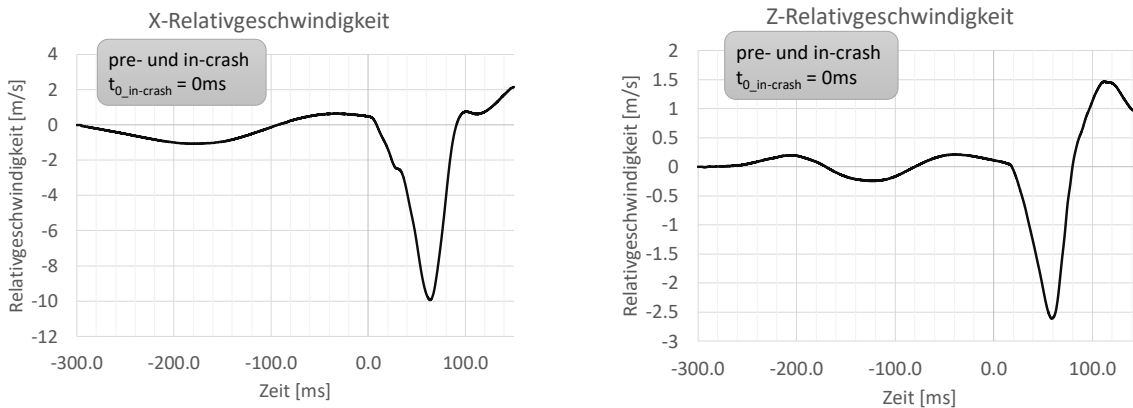


Abbildung 17: Globale X- und Z-Geschwindigkeit des H350 Dummies in der gekoppelten Berechnung für 1 g Bremsverzögerung und einer PPT Kraft von 0 N in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000).

Die aus den auftretenden Belastungen resultierenden Kriterien sind in Abbildung 18 dargestellt und sind mit den Ergebnissen der Baseline USNCAP Berechnung ohne vorgelagerter Pre-Crash Phase normiert. Da die ausgewählte Simulation auf einer generischen Standardsitzposition beruht, ist durch die Vorverlagerung ersichtlich, dass sich die Femur-Druckbelastung durch den Kontakt mit der Instrumententafel signifikant erhöht. Der HIC 15 ist aufgrund der früheren Ankopplung geringfügig reduziert. Die Brusteingdrückung (TD) bleibt auf einem ähnlichen Niveau, da die Belastungsphase des Thorax mit dem Gurt vor dem Airbagkontakt nicht verlängert wurde. Die Ergebnisse der Nackenbewertung (NIJ, F_{NT} , F_{NC}) werden aufgrund der unterschiedlichen geometrischen/kinetischen Anprall-Konfiguration auf den Airbag, im Vergleich zur Baseline, leicht erhöht. Durch die größere Rotation des Kopfes ist dies ebenfalls aus der erhöhten Nackendruckbelastung zu schließen. Jedoch kann das im US-NCAP zur Bewertung herangezogene RR (Kapitel 6.4) um 17 %, im Vergleich zur Baseline, gesenkt werden. Die Reduktion ist hier vor allem dem reduzierten HIC 15 Wert geschuldet, der aufgrund der geringen „Absolut-Werte“ der Kriterien auf die kombinierte Wertung den größten Einfluss ausübt.

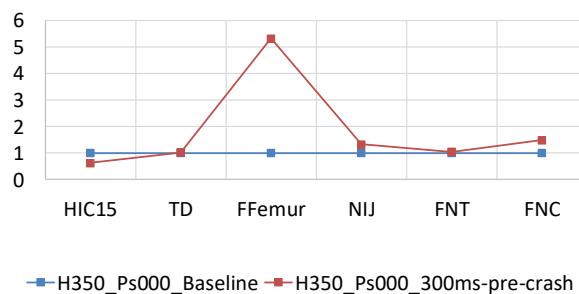


Abbildung 18: Kriterien-Werte einer Simulation mit vorgelagerter Pre-Crash Phase im Vergleich zu der Baseline ohne Pre-Crash in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000).

Die analysierte Simulation wurde auf einem HPC mit 4 Knoten zu je 16 CPUs berechnet. Die Berechnungsdauer der Baseline-Simulation (150 ms In-Crash Zeit) beträgt dabei 11 Stunden. Die mit einer Pre-Crash Zeit von 300 ms und 150 ms In-Crash Zeit durchgeführte Simulation benötigte 48 h mit der

gleichen Konfiguration am HPC. Damit das Potential der abgeleiteten Anforderungen des Systems, bestehend aus den Insassenerfassungssystemen und den Rückhaltesystemen, besser beurteilt werden kann, ist die Anzahl (unterschiedliche t_0 -Insassenzustände) der gekoppelten Pre- und In-Crash Szenarien entscheidend. Davon abhängig ist der Entwicklungszeitraum der vor allem effizient zu bearbeiten sein sollte und gleichzeitig relevante Randbedingungen liefert. Die vielversprechendste Variante – die geführte Pre-Crash Berechnung – ist nachfolgend beschrieben.

7.2 Methode der geführten Pre-Crash Phase zum Erreichen eines Insassenzustands bei Crashbeginn

Die lange Simulationszeit der Pre-Crash Phase wird vermieden, in dem das Insassenmodell mit einer Zwangsführung und zeitlich gekürzt in einen vorab bekannten Zielzustand gebracht und die Zwangsführung bei Erreichen dieses Zustands gelöst wird (Beispiel in Abbildung 20). Somit kann der Dummy, ausgehend von einem bestimmten Insassenzustand bei t_0 , den In-Crash durchlaufen. Benötigt werden hierfür genaue Beschreibungen der Pre-Crash Phasen zur Erzeugung der Bewegung des Insassenmodells, einschließlich der entsprechenden „Sub-Modelle“ zur Beschleunigung. Als „Sub-Modelle“ verstehen sich alle Komponenten, die am Insassenmodell angebracht werden, um Aufzeichnung, Aufprägung und Lösen der Verbindung zwischen dem Sub-Modell und dem Dummy beschreiben können. Zur Aufzeichnung werden in erster Linie geometrische Knotendaten des Modells benötigt, welche entweder direkt aus dem bestehenden Modell oder aber durch neu hinzugefügte Knoten bestimmt sind. In dieser Arbeit wurden neue Knoten hinzugefügt, da dies die Trennung und automatisierte Erzeugung der „Sub-Modelle“ erleichtert und universeller einsetzbar ist. Diese werden im Falle der H350 Dummies an starren Bauteilen mittels einer ebenfalls starren Anbindung angebracht (Abbildung 19). Für die Aufprägung der Bewegung in der zwangsgeführten Phase wird als weiterer Punkt der „Sub-Modelle“ ein koinzidenter Knoten zu jedem bereits starr angefügten Knoten hinzugefügt. Zur einfachen Identifikation im Modell wird diesem Knoten ein weiteres starres Element zur Visualisierung hinzugefügt. Die Abmessungen spielen weiter keine Rolle, da der Starrkörper keinen Kontakt zu anderen Körpern aufweist und die Dichte durch die Zwangsführung keinen Einfluss hat. Die beiden koinzidenten Knoten sind mittels zweier 1D Elemente miteinander verbunden, um die Randbedingungen der Zwangsführung zu erfüllen. Jedes 1D Element verfügt über, gegenüber dem anderen Element, unabhängige Eigenschaften. In der zwangsgeführten Phase weist ein Element Steifigkeitseigenschaften auf, die die initial koinzidenten Knoten möglichst in dieser überlagerten Position halten soll. Dabei wird dem zweiten Knoten eine Trajektorie aus dem Pre-Crash Raum aufgeprägt. Der mit dem Dummy verbundene Knoten wird durch das 1D Element gezwungen, dieser Bewegung zu folgen. Da die aufgeprägte Trajektorie aus dem globalen Koordinatensystem stammt, sind die rotatorischen Freiheitsgrade des 1D Elements an seinen Anbindungsstellen (die zwei genannten Knoten) nicht eingeschränkt. Das zweite benötigte Element ist aufgrund der angedachten beschleunigten Positionierung als Dämpfungselement definiert und soll die durch den Ruck und der Massenträgheit verursachte Schwingung des ersten Elements dämpfen.

Sind die Steifigkeitseigenschaften des Elements für dieses Verfahren entsprechend gewählt, kann die Position und die Ausrichtung des Starrkörpers des Dummies aus der originalen Pre-Crash Phase erreicht werden. Für die Optimierung dieser Eigenschaften ist es grundlegend, den t_0 Insassenzustand mit der geringsten Abweichung zu erreichen. Die zeitliche Phase bis zu diesem Bereich wird simuliert, im Detail jedoch nicht näher analysiert. Für die Bewegungsvorgabe mittels nur eines zusätzlichen Knotens ist die Zwangsführung auf der Bahntrajektorie des ausgewählten Knotens gewährleistet. Werden die nicht eingeschränkten rotatorischen Freiheitsgraden der Verbindung berücksichtigt, besteht die Möglichkeit der Rotation des zu führenden Körpers. Damit könnten sich, im Vergleich zur Selektion aus der Originalkurve,

Unterschiede in den zu erreichenden Zuständen einstellen. Aus diesem Grund werden für die Begrenzung der rotatorischen Freiheitsgrade zur originalen Bewegung zwei weitere Elemente zur Zwangsführung für den zu führenden Starrkörper eingesetzt.

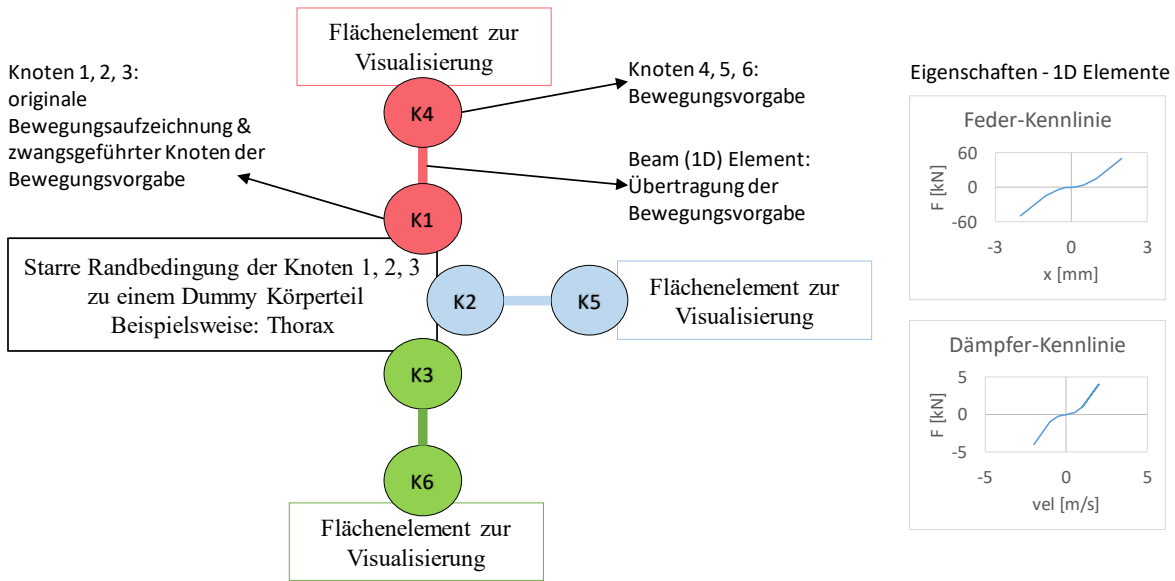


Abbildung 19: Schematischer Aufbau der Zwangsführung eines Starrkörpers der H3 Dummies.

Tabelle 19: Feder- und Dämpfungscharakteristik der 1D Führungselemente

Federcharakteristik		Dämpfercharakteristik	
Weg [mm]	Kraft [kN]	Geschwindigkeit [m/s]	Kraft [kN]
-2	-50	-2	-4
-1	-15	-1	-1
-0.5	-4	-0.5	-0.25
-0.2	-0.5	-0.2	-0.1
0	0	0	0
0.2	0.5	0.2	0.1
0.5	4	0.5	0.25
1	15	1	1
2	50	2	4

Durch die Übertragung dieses Konzept auf die ausgewählten Dummies, kann der Dummy mit den einmal berechneten Trajektorien der definierten Knoten aus der Originalsimulation zu jedem selektierten Zustand auf diesen Trajektorien geführt werden (Beispiel in Abbildung 20). Wird dieser Zustand erreicht, das heißt Geschwindigkeit und Position sind mit ausreichender Genauigkeit erreicht, werden die 1D Elemente mittels einer bereits implementierten zeitlichen Limitierung zu diesem Zeitpunkt deaktiviert (verwendete Keywords in LS-Dyna: PART_SENSOR, ELEMENT_SEATBELT_SENSOR). Der ursprünglich zwangsführte Körper kann sich frei bewegen. Dieser Zeitpunkt ist in dieser Arbeit der bereits bekannte Insassenzustand bei t_0 (Zielzustand) mit klar definierten Randbedingungen. Die weiterführende Simulation ist durch die definierten Randbedingungen der passiven Rückhaltesysteme und den Crashpuls bestimmt. Die nach t_0 aktivierten passiven Rückhaltesysteme erfahren dabei keine Restriktionen hinsichtlich deren Variabilität, was für eine weiterführende Potential- und Robustheitsuntersuchung eine notwendige Randbedingung darstellt.

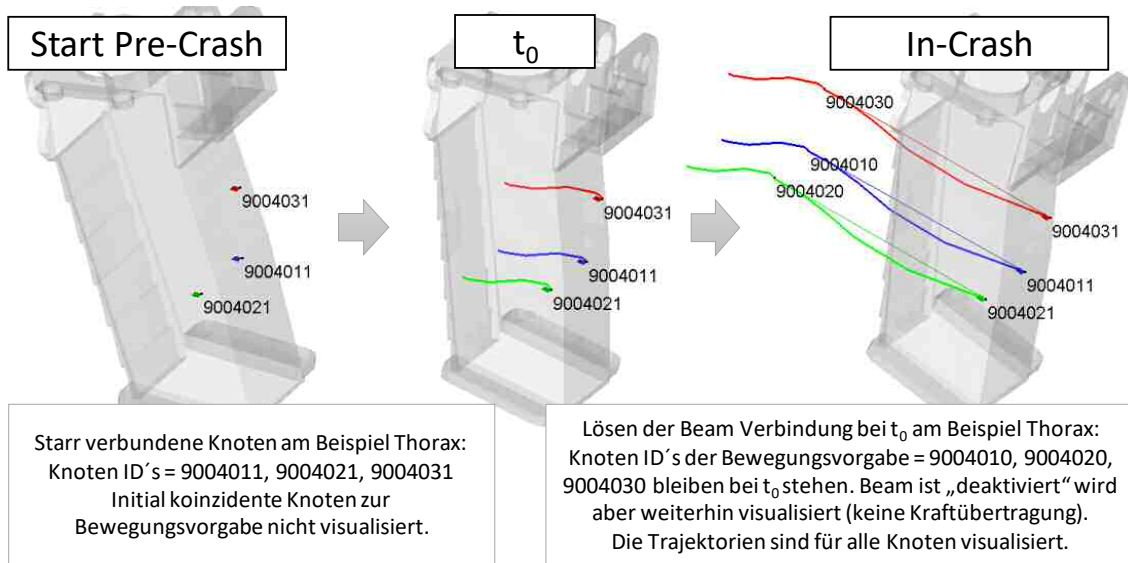


Abbildung 20: Beispiel der Zwangsführung eines Starrkörpers (Thorax-Spine Box) des H350 Dummys.

Im nächsten Schritt ist die beschleunigte Pre-Crash Phase zu erstellen, damit das Ziel der Effizienzsteigerung erreicht werden kann. Dabei werden die Daten der originalen Daten zeitlich manipuliert. Die zeitliche Manipulation zur Effizienzsteigerung liegt dem Problem zugrunde, dass die sehr lange Berechnungsdauer der Pre-Crash Phase im Vergleich zu herkömmlichen In-Crash Simulationen diese deutlich übersteigt.

Um dies zu erreichen, werden die Originaldaten in vier verschiedene Bereiche unterteilt (Abbildung 21). Ausgangslage ist die Initialposition des Insassenmodells vor der Pre-Crash Phase. Wie in Abbildung 21 dargestellt, wird im ersten Schritt der zeitlichen Manipulation eine Beschleunigung der ursprünglichen Kinematik ausgeführt, welche jedoch zeitlich limitiert ist (Beschleunigungsphase). Am Ende dieser Beschleunigungsphase ist die erhöhte Geschwindigkeit, mit dem vorab festgelegten Skalierungskoeffizienten (v_{sca}) berechnet, erreicht. Der zweite Bereich beinhaltet ein zeitliches Feld mit konstantem Skalierungsfaktor (v_{sca}) der Originaldaten. Der wieder auf normale Geschwindigkeit rückführende dritte Bereich (Verzögerungsphase) wird gefolgt von einem zeitlichen Bereich mit konstantem v_{sca} (Nachlaufphase), wobei der v_{sca} Wert im letzten Abschnitt gleich eins ist, damit der korrekte Insassenzustand bei t_0 erreicht wird. Bis zum Zeitpunkt der Freigabe sollen die korrekten t_0 Insassenzustände erreicht werden. Zusätzlich unterstützt der letzte Schritt die Dämpfung, der durch die beschleunigte Bewegung verursachten Schwingung von Komponenten des Dummys.

Bewerkstelligt wird die Aufbringung der Zwangsführung mit einem Polynom 5^{ter} Ordnung in der Beschleunigungs- und Verzögerungsphase sowie konstanter Bereiche des v_{sca} zwischen der Beschleunigungs-, Verzögerungs- und in der Nachlaufphase. Der zeitliche Bereich mit dem vorab zu definierenden v_{sca} ergibt sich aus der Definition der Parameter der Beschleunigungs- und Verzögerungsphase und der Nachlaufphase.

Parameter für einzelne Zeitpunkte und Dauer der Phasen sind wie folgt:

- t_a ... Zeit der Beschleunigungsphase
- t_{ab} ... Zeitlicher Beginn der Beschleunigungsphase
- t_{ae} ... Zeitliches Ende der Beschleunigungsphase
- t_d ... Zeit der Verzögerungsphase
- t_{db} ... Zeitlicher Beginn der Verzögerungsphase
- t_{de} ... Zeitliches Ende der Verzögerungsphase
- t_{lag} ... Zeit der Nachlaufphase
- $t_{precrash}$... Pre-Crash Zeit bis t_0

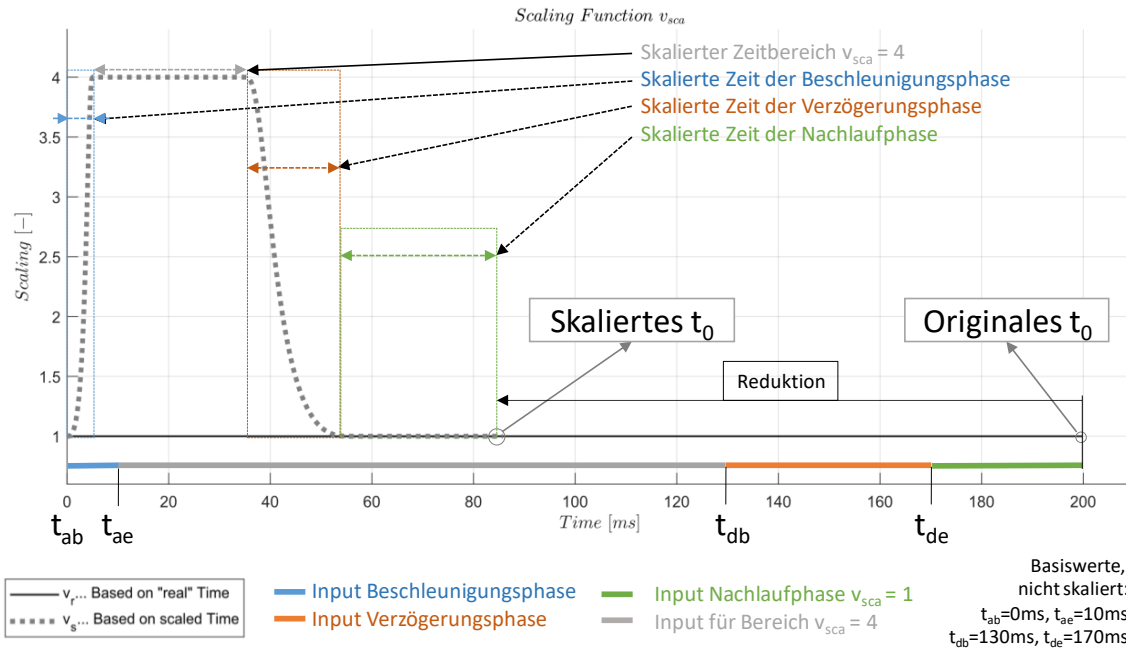


Abbildung 21: Skalierungsfunktion zur zeitlichen Kürzung der Pre-Crash Phase. v_r als Basisdaten liegt konstant bei einem $v_{sca} = 1$ und endet in der Darstellung bei 200 ms. Die skalierte Funktion v_s endet bei 84 ms und wird auf ein $v_{sca} = 4$ beschleunigt und wieder auf $v_{sca} = 1$ verzögert. Der Input für die Beschleunigungsphase, Verzögerungsphase und Nachlaufphase ist in gleicher Reihenfolge: 10 ms, 40 ms und 30 ms.

Folgende Basisfunktion wurde dafür verwendet:

$$f(x) = a_5 * x^5 + a_4 * x^4 + a_3 * x^3 + a_2 * x^2 + a_1 * x^1 + a_0 \tag{Formel 5}$$

Die zwei Bereiche mit konstantem v_{sca} können ausgenommen werden. Die Parameter a_0 bis a_5 für die Bereiche der Beschleunigung und Verzögerung sind gesucht. Der Polynomansatz wurde verwendet, damit knickfreie Übergänge von rein linearen Kombinationen vermieden werden, da dies im ausgewählten Solver zu kurzfristigen Beschleunigungsüberhöhungen in der Bewegung führen kann. Das Modell kann instabil werden oder ein erhöhtes Oszillationsverhalten aufweisen. Die elementare Randbedingung des getroffenen Polynomansatzes ist somit, die Tangenten der Bereichsübergänge aufeinander abzustimmen. Dabei können folgende Stützstellen definiert werden (Tabelle 20):

Tabelle 20: Parameterdefinition für den Polynomansatz zur Berechnung der gekürzten Pre-Crash Phase.

Beginn der Beschleunigungsphase	Ende der Beschleunigungsphase	Beginn der Verzögerungsphase	Ende der Verzögerungsphase
$t_{ab} = 0 \text{ ms}$	$t_{ae} = t_a$	$t_{db} = t_{precrash} - t_{lag} - t_d$	$t_{de} = t_{precrash} - t_{lag}$
1	v_{sca}	v_{sca}	1

Mithilfe dieser Stützstellen und den Definitionen der Tangentenstetigkeit beziehungsweise der Wendepunkte (Sattelpunkte), kann das Gleichungssystem mit Hilfe der drei Ableitungen $f'(x)$ und $f''(x)$ und $f'''(x)$ hinreichend bestimmt werden. Durch null setzen an den Sattelpunkten können die Parameter berechnet werden.

$$f'(x) = 5 * a_5 * x^4 + 4 * a_4 * x^3 + 3 * a_3 * x^2 + 2 * a_2 * x^1 + a_1 \tag{Formel 6}$$

$$f''(x) = 20 * a_5 * x^3 + 12 * a_4 * x^2 + 6 * a_3 * x^1 + 2 * a_2 \quad (\text{Formel 7})$$

$$f'''(x) = 60 * a_5 * x^2 + 24 * a_4 * x^1 + 6 * a_3 \quad (\text{Formel 8})$$

Zur Visualisierung einer exemplarischen Lösung werden beispielhaft folgende Randbedingungen angenommen:

$$t_{\text{precrash}} = 100 \text{ ms}; t_a = 15 \text{ ms}; t_{\text{lag}} = 30 \text{ ms}; t_d = 30 \text{ ms}; v_{\text{sca}} = 4$$

Damit ergeben sich folgende Stützstellen (Tabelle 21):

Tabelle 21: Ausgewählte Parameter-Werte zur Berechnung einer gekürzten Pre-Crash Phase mit dem Polynomansatz.

Beginn der Beschleunigungsphase	Ende der Beschleunigungsphase	Beginn der Verzögerungsphase	Ende der Verzögerungsphase
$t_{\text{ab}} = 0 \text{ ms}$	$t_{\text{ae}} = 15 \text{ ms}$	$t_{\text{db}} = 40 \text{ ms}$	$t_{\text{de}} = 70 \text{ ms}$
$v_{\text{sca}} = 1$	$v_{\text{sca}} = 4$	$v_{\text{sca}} = 4$	$v_{\text{sca}} = 1$

Die Parameter des Polynoms a_0 bis a_5 für die Beschleunigungsphase und Verzögerungsphase können somit bestimmt werden und ergeben für die getroffene Annahme die Werte in Tabelle 22. Die Nachlaufphase ist mit $v_{\text{sca}} = 1$ und $t_d = 30 \text{ ms}$ ebenfalls bestimmt. Der Bereich mit $v_{\text{sca}} = 4$ liegt zwischen dem Ende der Beschleunigungsphase und der Verzögerungsphase.

Tabelle 22: Ergebnisse der Berechnung des Polynomansatzes zur beschleunigten Pre-Crash Phase (a_0 bis a_5)

Parameter des Polynoms 5 ^{ter} Ordnung	Beschleunigungsphase	Verzögerungsphase
a_5	0.0000237037	-0.000000740741
a_4	-0.0008888889	0.000203704
a_3	0.0088888889	-0.021851852
a_2	0	1.140740741
a_1	0	-29.03703704
a_0	1	293.1851852

Alle Teilbereiche sind nun eindeutig bestimmt und in Abbildung 22 dargestellt. Dabei wird im linken Diagramm die Zusammensetzung der einzelnen Bereiche gezeigt. Von $t = 0 \text{ ms}$ bis t_{ae} wird das Polynom der Beschleunigungsphase berechnet. Der lineare Verlauf mit $v_{\text{sca}} = 4$ verläuft zwischen t_{ae} und t_{db} und ist strichpunktiert eingezeichnet. Das Polynom der Verzögerungsphase startet bei t_{db} und endet bei t_{de} . Als letzter Bereich wird die Nachlaufphase mit $v_{\text{sca}} = 1$ strichliert gekennzeichnet. Zusammengesetzt als eine Funktion ist die Skalierungsfunktion mit der noch originalen Zeitachse im rechten Diagramm dargestellt.

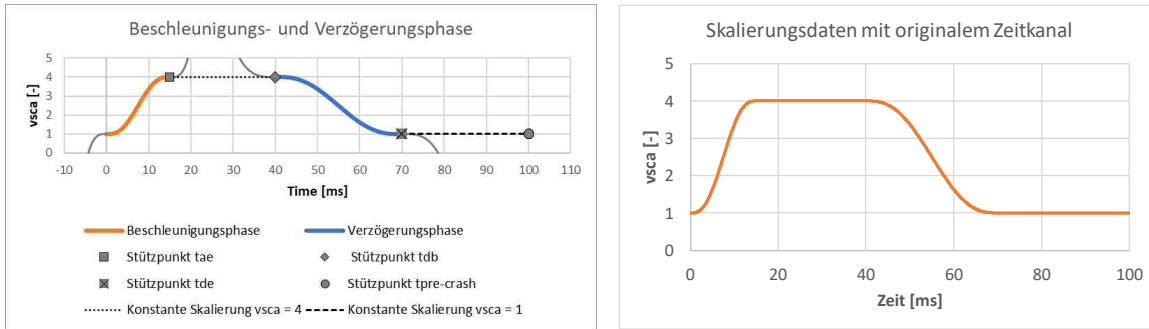


Abbildung 22: Beispiel zur Unterteilung der originalen Funktion (rechts) in die Skalierungsfunktion mit Stützstellen (links) für die beschleunigte Pre-Crash Phase mit den zeitlichen Parametern aus Tabelle 21.

Als letzter Schritt zur beschleunigten Bewegung des Dummys wird die Zeitachse der Skalierungsfunktion angepasst. Dies unterliegt folgender Beziehung:

$$t_{skaliert(n)} = t_{skaliert(n-1)} + \frac{t_{(n)} - t_{(n-1)}}{(v_{sca(n)} + v_{sca(n-1)}) * 0.5} \tag{Formel 9}$$

$t_{(n)}$... Zeitwert bei n

$t_{(n-1)}$... Zeitwert bei n-1

$v_{sca(n)}$... Skalierungsfaktor bei n

$v_{sca(n-1)}$... Skalierungsfaktor bei n-1

Dabei werden, ausgehend von einem Startwert, die Zeitwerte über die Skalierungswerte neu berechnet. Somit ergibt sich die in Abbildung 23 dargestellte Skalierungsfunktion mit einer zeitlichen Reduktion von 40.5 ms. Werden die Daten genauer analysiert, ist zu erkennen, dass die definierten Zeitwerte unterschiedlichen Einfluss auf die Länge der reduzierten Funktion aufweisen. Während in dem ausgewählten Beispiel t_{ae} von 15 ms auf 7.4 ms und t_{db} von 30 ms auf 15.9 ms reduziert wurde, bleibt die Nachlaufphase mit ihrem initial festgelegten Zeitwert, aufgrund des Skalierungswertes von „Eins“, zur Gänze erhalten. Wird in diesem Beispiel die Nachlaufzeit auf 10 ms reduzieren, ergibt sich eine neue Pre-Crash Übergabezeit von 44.4 ms. Zur eingesetzten Nachlaufzeit von 30 ms bedeutet das eine weitere signifikante Verkürzung. Die Effizienzsteigerung wäre hierbei 55.6 %.

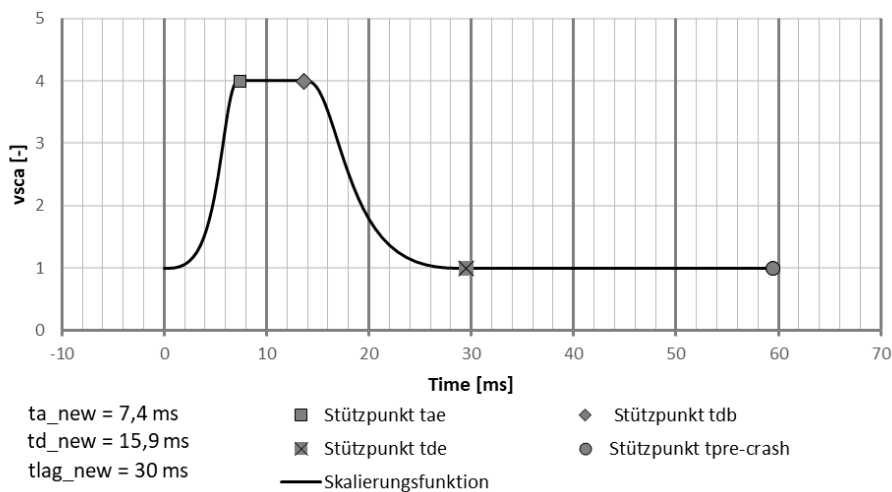


Abbildung 23: Finale berechnete Skalierungsfunktion mit gekürztem Zeitsignal ($v_{sca} = 4$).

Es ist ersichtlich, dass die Einstellung der Parameter einen wesentlichen Teil zur Effizienzsteigerung beiträgt, jedoch zur Sicherstellung der Erzielung von exakten Ergebnissen sinnvoll gewählt werden muss. Zusätzlich

werden diese Parameter hinsichtlich ihrer Eigenschaften zur Validierung der beschleunigten Phase herangezogen.

7.3 Knoten der Dummies zur zwangsgeführten Bewegung des Dummies in der Pre-Crash Phase

Die beschriebene Führung einzelner Dummykomponenten zur korrekten Positionierung des ganzen Dummies ist ein zentraler Punkt der angewandten Methodik. Dabei wurden zwölf Komponenten der beiden eingesetzten H3 Modelle gewählt, welche eine zufriedenstellende Genauigkeit der Kritikalitätsbewertung der Insassenzustände bei t_0 aufweisen sollen. Mit den gewählten Komponenten werden die relevanten Körperregionen berücksichtigt, die zur Verletzungsrisikobewertung herangezogen werden (zum Beispiel: Kopf, Thorax). Darunter fallen die Körperteile, die mit einer „Rigid“ Materialkarte hinterlegt (Starrkörper) und in Tabelle 23 aufgelistet sind. Für jeden Körper gibt es drei zusätzliche Knoten, die masselos am Dummy angebracht sind und die Trajektorie der Führungspositionen in der ungekürzten Pre-Crash Phase bestimmen. Einer der drei neuen Knoten ist dabei koinzident mit einem Dummyknoten. Die zwei weiteren sind jeweils in Y und in Z um 100 mm verschoben (Abbildung 19). Der letzte Knoten betrifft das Gurtsystem, das in der gekürzten Pre-Crash Phase ebenfalls in die korrekte Position des Übergabewertes bei t_0 verschoben wird.

Tabelle 23: Ausgewählte Komponenten und Knoten zur Führung der Dummies und des Pre-Pre-Tensioners in der gekürzten Pre-Crash Phase.

Körperteil	Basis-Knotennummer des H350 Dummies (Version: atd-h350-d01.07)	Basis-Knotennummer des H305 Dummies (Version: atd-h305-d01.03)
Kopf	175410	178785
Nacken	33994, 200026	204762, 53349
Linke Schulter	350957	350557
Rechte Schulter	350941	352700
Thorax	33288	42463
Linke Hand	355571	355964
Rechte Hand	355213	359052
Pelvis	226042	220591
Linker Femur	417039	402604
Rechter Femur	409818	412745
Linkes Fußgelenk	426080	426807
Rechtes Fußgelenk	433357	435618
Gurtführungsknoten	PPT Knoten	PPT Knoten

7.4 Bestimmung der optimalen Parameter der geführten Pre-Crash Phase

Als wichtiger Schritt zur Bewertung der ausgewählten Methodik zum Erreichen eines bestimmten Insassenzustands bei Crashbeginn (t_0) wird die Validität der in dieser Arbeit entwickelten Methodik überprüft. Dabei werden ausgewählte Simulationen mittels der Variation der aufgezeigten Einflussparameter der gekürzten Pre-Crash Phase dem zeitlich nicht gekürzten Ergebnis der Baseline-Simulationen gegenübergestellt. Die Validierung der Beschleunigungsmethode wird dafür in zwei Teile getrennt.

- Im ersten wird die reine Pre-Crash Phase betrachtet (Kapitel 7.4.1 und Abbildung 24 links),
- Nachfolgend wird die gekoppelte Pre- und In-Crash Rechnung den Ergebnissen der Basissimulationen (keine Zwangsführung des Dummies über die gesamte Zeit der Pre- und In-Crash Phase) gegenübergestellt (Kapitel 7.4.2 und Abbildung 24 beide Phasen kombiniert).

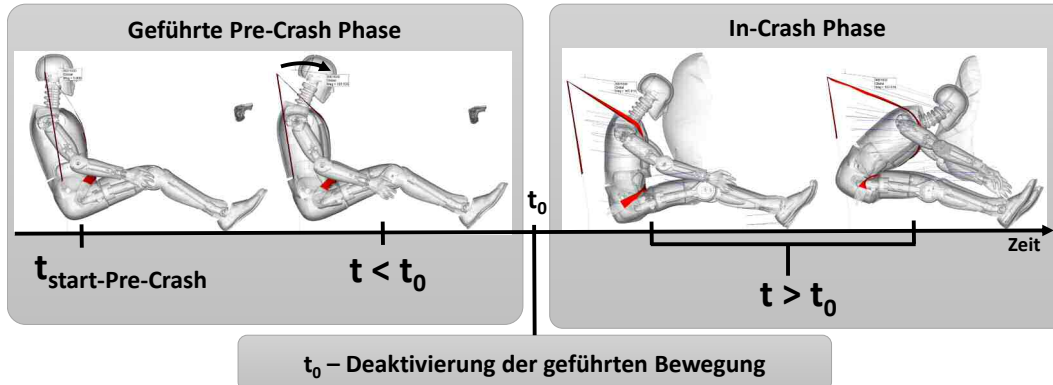


Abbildung 24: Geführte Bewegung des Insassenmodells in der gekoppelten Pre- und In-Crash Rechnung basierend auf den Daten der Pre-Crash Untersuchung bis zu t_0 gefolgt von der In-Crash Phase.

7.4.1 Bestimmung der optimalen zeitlichen Parameter in der geführten Pre-Crash Bewegung bei unterschiedlichen Werten für den Skalierungskoeffizienten

Die Variation der Parameter bezieht sich dabei einerseits auf die Skalierungsgröße v_{sca} und andererseits auf die zeitliche Kürzung der mit der Polynomfunktion ermittelten Phasen sowie der Nachlaufphase (t_{lag}). Somit beschränkt sich die Gegenüberstellung auf drei Parameter. Die zur Untersuchung der Validität herangezogenen Bereiche sind in Tabelle 24 dargestellt. Es sollen die am besten geeigneten Parameter der beschleunigten Phase identifiziert werden, mit denen der Kritikalitätsraum und alle weiteren Potential- und Robustheitsuntersuchungen durchgeführt werden. Dabei sind die zur Bewertung herangezogenen Größen die Parameter des Insassenzustands (beispielsweise Positionsabweichung).

Tabelle 24: Parametervariation zur Berechnung der zeitlich gekürzten Pre-Crash Phase.

Parameter:	Untere Grenze	Oberer Grenzwert	Schrittweite
v_{sca}	2	6	2
t_a	10	30	10
t_d	10	30	10
t_{lag}	10	30	10

Für die Bewertung der geführten Pre-Crash Phase wurde die Variante mit 1 g Bremsverzögerung aufgrund der hohen Vorverlagerungen und der noch physikalisch vertretbaren Bremsverzögerung definiert. Der Übergabezeitpunkt (Crashbeginn gleich t_0) wird dabei für zwei Zustände des Insassen abhängig von den Positionen des Kopfes in X festgelegt, die in diesem Abschnitt in zwei Teilen getrennt voneinander analysiert werden. Der Kopf wurde herangezogen, da dieser den größten Einfluss auf die relativen Größen des Insassenzustands des Dummies hinsichtlich Verlagerung und Geschwindigkeit aufweist.

Folgend sind die Definitionen der zwei ausgewählten Insassenzustände (Abbildung 25) einer Pre-Crash Phase bei Crashbeginn beschrieben und berücksichtigen einerseits eine große Verlagerung und andererseits eine große Relativgeschwindigkeit:

- Der erste Insassenzustand liegt bei dem ersten auftretenden Maximum oder Minimum der Verlagerung (MV) des Kopfes in X und soll den Aufenthaltsraum unter den gewählten Randbedingungen, mit dem Ziel, sich der Literatur anzunähern, größtmöglich aufspannen. Die relative Insassengeschwindigkeit in X bezogen auf das Fahrzeug ist dabei gleich Null.
- Der zweite Insassenzustand ist mit der Hälfte von (MV) des Kopfes in X bestimmt und wird mit HMV abgekürzt. Der HMV Insassenzustand liegt dabei im Bereich des Extremums der Relativgeschwindigkeit des Insassenkopfes in X bezogen auf das Fahrzeug.

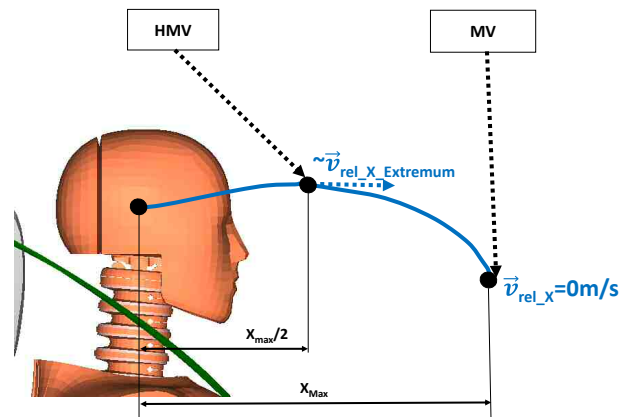


Abbildung 25: Maximale/minimale Verlagerung (MV) und halbe maximale/minimale Verlagerung (HMV) am Beispiel einer Trajektorie.

Die HMV des Kopfes beschreibt somit einen Zeitpunkt nahe der maximalen/minimalen Relativgeschwindigkeit des Dummykopfes zum Fahrzeug (Abbildung 27) und ist für die Forschungsfrage unter Betracht dynamischer Effekte von großem Interesse. Für beide Insassenzustände lassen sich die Werte der Kopfvorverlagerung mit 129.4 mm und 64.7 mm (= 129.4 mm/2) bei 115 ms aus den Ergebnissen der ungekürzten Berechnung des Aufenthaltsraumes ablesen (Abbildung 26 und Abbildung 27).

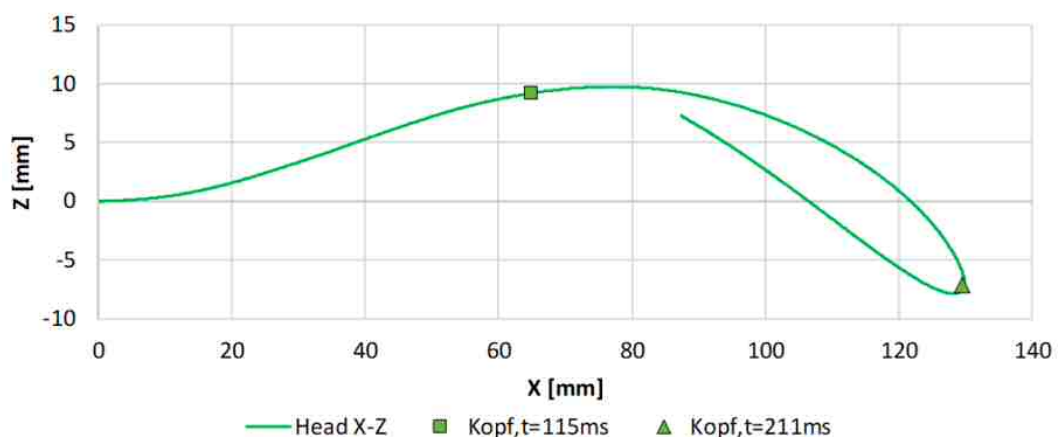


Abbildung 26: Verlagerung des Kopfes in Z über X für den H350 Dummy in der 1 g Pre-Crash Phase ohne PPT mit einer maximalen Simulationsdauer von 300 ms.

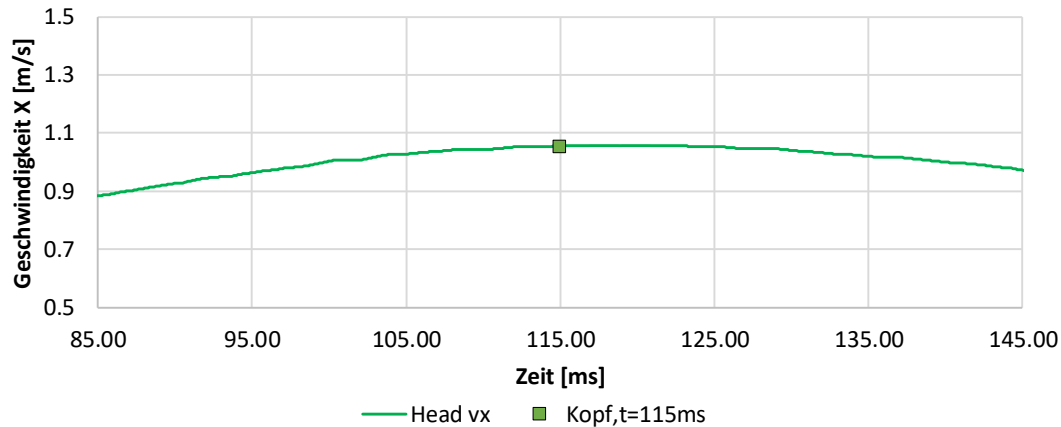


Abbildung 27: Zeitlicher Ausschnitt der Relativgeschwindigkeit in X nahe dem Maximum für den H350 Dummy in der 1 g Pre-Crash Phase ohne PPT mit einer maximalen Simulationsdauer von 300 ms.

Bewertung des erreichten Insassenzustands der MV

Die erste Untersuchung der Parametervariation beschränkt sich auf die Variation der unterschiedlichen Zeitwerte für die drei Phasen (Beschleunigungsphase, Verzögerungsphase, Nachlaufphase), den Skalierungskoeffizienten und das Extremum der Verlagerung des Kopfes der gewählten Pre-Crash Phase (129.4 mm). Die Variation wurde für 10 ms und 20 ms in allen möglichen Abfolgen vorgenommen. Für den letzten Zeitwert von 30 ms wurden alle drei Zeiten einheitlich auf diesen Wert gesetzt. Die untersuchten Kombinationen sind in Tabelle 25 dargestellt.

Tabelle 25: Variation der Validierung für Zeitwerte und Skalierungskoeffizienten der maximalen/minimalen Verlagerung.

Simulation	Verkürzte Pre-Crash Zeit [ms]	t_a	t_d	t_{lag}	v_{sca}
Variante 1	114.8	10	10	10	2
Variante 2	116.9	20	10	10	2
Variante 3	116.9	10	20	10	2
Variante 4	119	20	20	10	2
Variante 5	119.8	10	10	20	2
Variante 6	121.9	20	10	20	2
Variante 7	121.9	10	20	20	2
Variante 8	124	20	20	20	2
Variante 9	133.3	30	30	30	2
Variante 10	65.6	10	10	10	4
Variante 11	68.2	20	10	10	4
Variante 12	68.2	10	20	10	4
Variante 13	70.9	20	20	10	4
Variante 14	73.1	10	10	20	4
Variante 15	75.7	20	10	20	4
Variante 16	75.7	10	20	20	4
Variante 17	78.4	20	20	20	4
Variante 18	91.2	30	30	30	4
Variante 19	48.8	10	10	10	6
Variante 20	62.4	20	20	20	6
Variante 21	76	30	30	30	6

In Abbildung 28 sind beispielhaft die gekürzten Verläufe aus der Berechnungsmatrix sowie die der ungekürzten originalen Pre-Crash Phase (Baseline, X-Position des Kopfes, 1 g Bremsverzögerung, Standard-Sitzeinstellung – Ps000) für die X-Koordinate des Dummykopfes dargestellt. Die ausgewählten gekürzten Verläufe beziehen sich hierbei auf Kombinationen der gleichen Zeitwerte der drei Phasen. Der Bereich der gekürzten Pre-Crash Phase liegt dabei zwischen 48.8 ms und 133.3 ms und ist im Vergleich zu der Dauer von 211 ms der Baseline zwischen 37 % und 77 % reduziert. Da der Vorgang mit der Randbedingung von nur 12 geführten Körperregionen zur ungewollten Oszillation der restlichen Komponenten des Dummys führen kann, ist es notwendig, die optimalen Parameter der Methodik zu finden. Dazu werden die evaluierten Ergebnisse der Pre-Crash Berechnung jenen der ungekürzten Baseline gegenübergestellt, woraufhin eine Bewertung der auftretenden Abweichungen folgt. Ausgehend von den Toleranzen des realen Dummys und der in der Einsatz-Prozedur beschriebenen Abweichung des H-Punktes von ± 13 mm in horizontaler und vertikaler Richtung für einen Frontalcrash (laut dem Euroncap Protokoll) sollte eine Überschreitung des geringsten Wertes vermieden werden.

Die evaluierten Ergebnisse beziehen sich wiederum auf die Körperregionen des Dummys, den zu bewertenden neuen Insassenzuständen bei t_0 selbst sowie den extern einwirkenden Kräften (Gurtkraft).

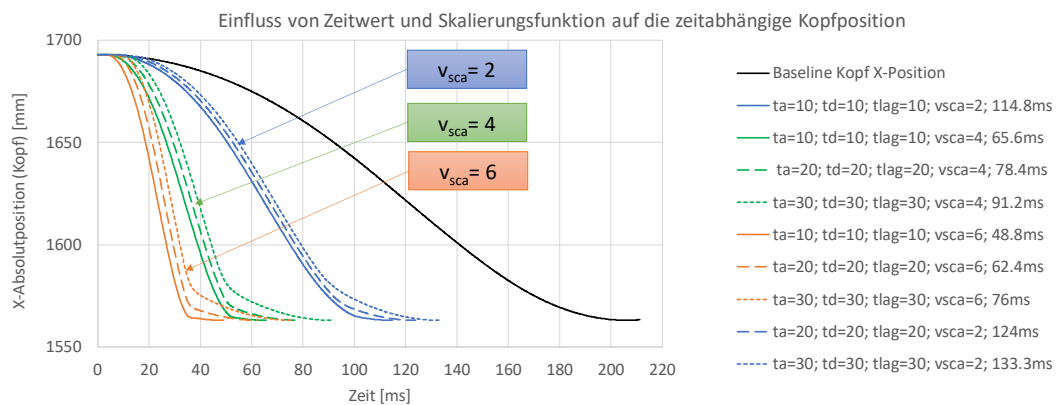


Abbildung 28: Zeitliche Verkürzung der Pre-Crash Phase (Verkürzung der Simulationszeit) zur Baseline mit unterschiedlichen Zeitwerten

Die Kriterien, welche zur Bewertung der Positionierung (geometrische Größen) herangezogen werden, sind aufgrund der Eigenschaften des 1D Elements beschränkt. In Abbildung 29 ist der relative Fehler der Kopf- und Pelvis-Position in X und Z relativ zur Baseline-Position des ausgewählten Übergabezeitpunktes von 211 ms (Insassenzustand bei t_0) dargestellt. Unabhängig der eingestellten Parameter liegt der Fehler kleiner 0.4 % (Pelvis-X-Position) und innerhalb einer Achse eines Körperteils sehr konstant. Die größte Schwankung stellt sich hier bei der Pelvis-Verlagerung in X ein. Ein Vor- beziehungsweise Nachteil der angewandten Parameter lässt sich daraus nicht schließen. Deshalb werden als weitere Größen die Gurtkraft und die Brusteingdrückung herangezogen. Die Gurtkraft ist von Interesse, da auch diese ohne aktive Komponenten beziehungsweise bei einem eingesetzten elektromechanischen Gurtstraffer (Pre-Pre-Tensioner – PPT) in der Pre-Crash Phase ein gleiches Niveau erreichen muss. Da der PPT im originalen Modell mittels einer wirkenden Kraft auf einen Knoten (am Ende des Schultergurt-Retraktormodells) modelliert ist, wird dieser wie auch der Dummy in die finale t_0 Position entlang der bekannten Trajektorie des PPT-Knoten geführt. Die geführte Bewegung im Schultergurt wird mit der gleichen Skalierungsfunktion, die bereits für die Insassen-Bewegungsaufbringung gewählt wird, berechnet. Die Anbindungspunkte des Beckengurts werden in der Pre-Crash Phase nicht ein- oder ausgezogen und müssen somit nicht geführt werden, eine Straffung und Kraftbegrenzung erfolgt erst in der In-Crash Phase. Die Brusteingdrückung wird direkt vom Gurt als Rückhaltekomponente beeinflusst und ist somit ein weiterer geeigneter Indikator zum Vergleich einer

Größe des Dummys, die im weiteren Verlauf auch zur Verletzungsrisikobewertung herangezogen wird. Diese wird als Vorgriff zur Validierung der gekoppelten Pre- und In-Crash Phase im nächsten Abschnitt bereits in der Beurteilung der reinen Pre-Crash Phase in diesem Kapitel zur besseren Verständlichkeit der Auswirkungen als ein Beispiel mitberücksichtigt.

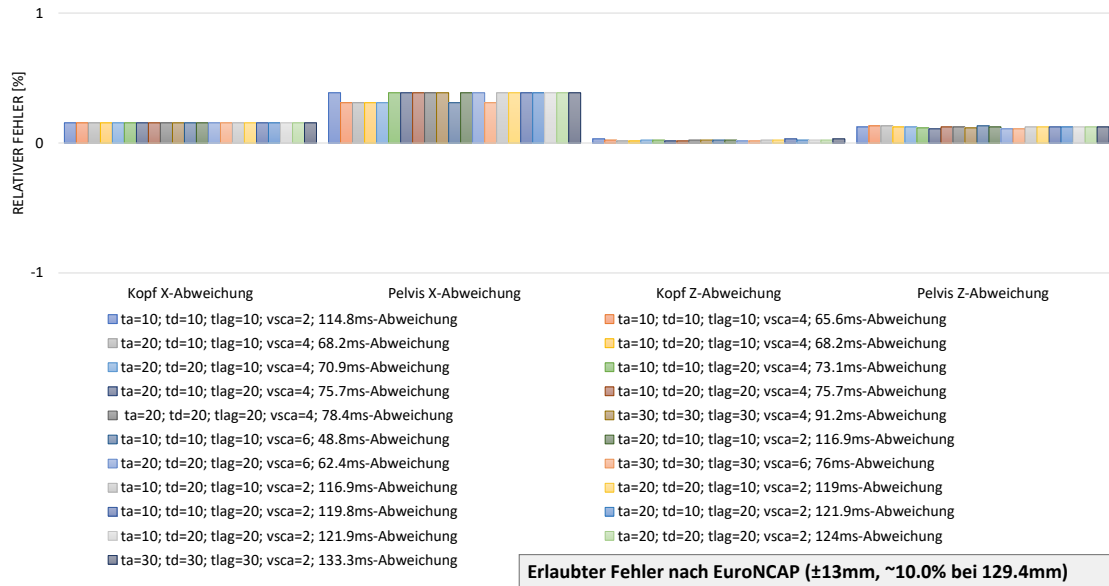


Abbildung 29: Relativer Fehler der geometrischen Abweichung am Ende der zwangsgeführten Bewegung, als Ergebnis unterschiedlicher Parameter für die geführte Pre-Crash Phase.

In Abbildung 30 ist die Abweichung der Gurtkraft sowie der Brusteingdrückung in der Pre-Crash Phase zum Zeitpunkt t_0 Insassenzustand dargestellt. In der Abweichung zum Insassenzustand bei t_0 ist zuerst die unterschiedliche Auswirkung des Skalierungsfaktors v_{sca} zu erkennen. Die erste Gruppe mit $v_{sca} = 2$ weist eine größere Abweichung für FB6 (Endbeschlag) auf. Für FB3 (Schultergurt) ist die Abweichung beim Übergabezeitpunkt deutlich größer (~25 %). Der zweite Bereich mit $v_{sca} = 4$ bildet annähernd einen gegenteiligen Effekt ab. FB3 ist hier nahezu ident mit der Baseline-Kraft, FB6 hingegen weist ein um fast 40 % niedrigeres Kraftniveau auf. Bei $v_{sca} = 6$ liegen sowohl FB3 als auch FB6 deutlich unter dem Kraftniveau der Baseline. Aufgrund der beschleunigten Bewegung des Dummys werden durch die deformierbaren nicht geführten Teile verstärkt Schwingungen in das Gurtsystem übertragen. Dazu ist es notwendig die Brusteingdrückung zu betrachten. Bei $v_{sca} = 2$ liegt die Abweichung zwischen 20 % und 40 %. Ein Trend zu einer ausgewählten Gruppe der zeitlichen Parameter ist nicht zu erkennen. Für den Bereich $v_{sca} = 4$ sind Werte für t_{lag} von 10 ms, zumindest für den Übergabezeitpunkt, am besten geeignet. Alle weiteren Kombinationen weisen eine Abweichung von circa 40 % auf. Für $v_{sca} = 6$ sind die Abweichungen bei circa 10 % am geringsten. Die Brusteingdrückung bei t_0 liegt für die Baseline bei 1.5 mm und für plus 100% bei 3 mm. Zum Vergleich der absoluten Größen kann die EURONCAP Bewertung herangezogen werden. Dabei liegt der Grenzwert für den H350 Dummy im Frontalcrash bei 22 mm bis zu dem die volle Punktzahl vergeben wird. Der Einfluss dieser Größenordnung ist in einer ersten Einschätzung vernachlässigbar gering.

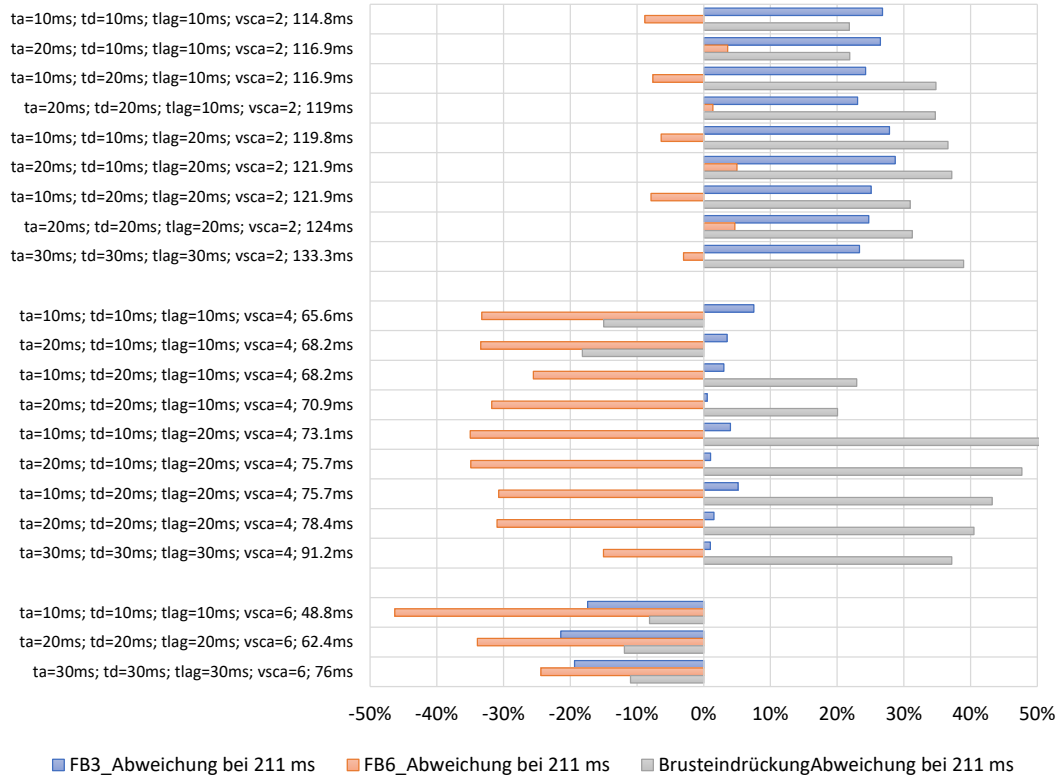


Abbildung 30: Abweichung der Gurtkräfte und der Brusteingdrückung der Parametervariationen bei t_0 zur ungekürzten Baseline bei der maximalen Vorverlagerung (211 ms Pre-Crash = t_0 -Insassenzustand)

Das Diagramm in Abbildung 31 zeigt als Vorgriff auf die gekoppelte Pre- und In-Crash Phase beispielsweise die In-Crash Verläufe der Brusteingdrückung. Trotz der Abweichungen bei t_0 liegen die maximalen Abweichungen im In-Crash Verhalten im Vergleich zur Brusteingdrückung der ungekürzten Pre- und In-Crash Berechnung auf einem sehr niedrigen Niveau und erreichen eine maximale Abweichung von 4.5 % (circa 1 mm). Der für die Bewertung des In-Crashes relevante maximale Wert wird mit der getroffenen Auswahl mit einer Abweichung von maximal 2 % unterschritten (circa 0.5 mm). Eine detailliertere Betrachtung der Auswirkungen auf die Bewertung des In-Crash Ergebnisses wird in Kapitel 7.4.2 beschrieben.

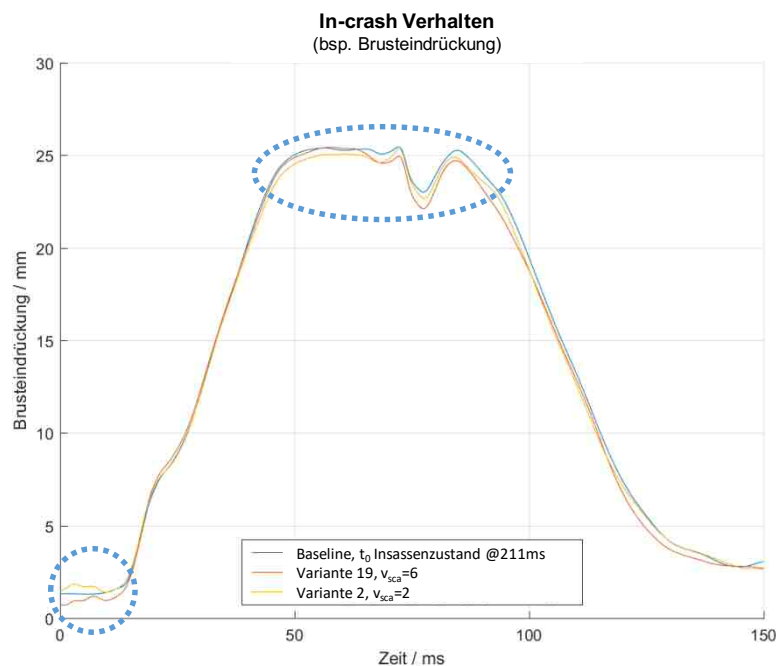


Abbildung 31: Einfluss der geführten Pre-Crash Abweichungen zum Übergabezeitpunkt und für die In-Crash Phase

Ausgehend von der Beurteilung der Abweichung der angeführten Betrachtung kristallisiert sich keine Parameterkombination der Skalierungskoeffizienten $v_{sca} = 2$ und $v_{sca} = 4$ heraus, mit der ein eindeutiger qualitativer Zusammenhang gefunden werden kann. Eindeutiger ist es mit den durch die beschleunigte Bewegung eingebrachten Schwingungen, die bei $v_{sca} = 6$ zu deutlichen Abweichungen im Pre-Crash Verhalten führen können.

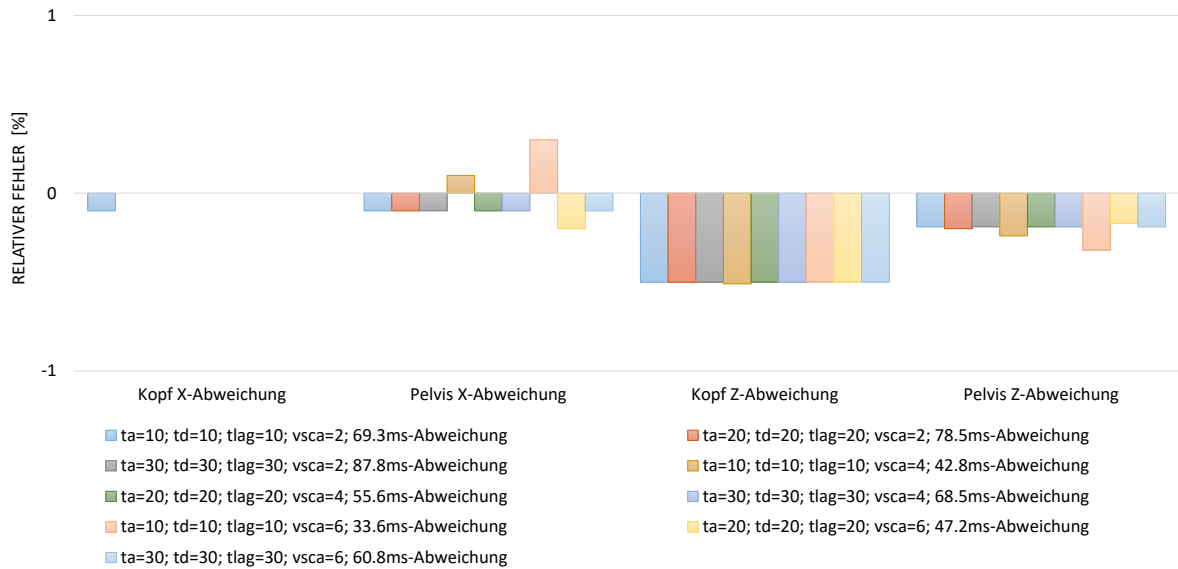
Bewertung des erreichten Insassenzustands bei der HMV

Nach der Betrachtung der MV-Insassenzustände (relative X-Geschwindigkeit = 0) werden die Ergebnisse der HMV-Insassenzustände analysiert. Bei der HMV liegt der Dummykopf annähernd am absoluten Maximum der Relativgeschwindigkeit zum Fahrzeug (Abbildung 27) und es können die gekürzten Pre-Crash Phasen mit Insassenzuständen höherer kinetischer Energie bei t_0 evaluiert werden. Wie bereits zuvor werden verschiedene Parameterkombination für die gekürzte Pre-Crash Phase eingesetzt. Da einzelne Parametervariationen der vorhergehenden Untersuchung des MV Insassenzustands mit unterschiedlichen Zeitwerten für t_a , t_d und t_{lag} das Ergebnis nicht signifikant beeinflusst haben werden für die HMV Insassenzustands-Simulationen nur gleiche Zeitwerte in der Variation herangezogen. Die Zusammensetzung der drei Zeitwerte und des Skalierungskoeffizienten sind in Tabelle 26 festgelegt.

Tabelle 26: Variation der Validierung für Zeitwerte und Skalierungskoeffizienten der halben maximalen/minimalen Verlagerung

Simulation	Gekürzte Pre-Crash Zeit [ms]	t_a	t_d	t_{lag}	v_{sca}
Variante 1	69.2	10	10	10	2
Variante 2	78.5	20	20	20	
Variante 3	87.8	30	30	30	
Variante 4	42.8	10	10	10	4
Variante 5	55.6	20	20	20	
Variante 6	68.5	30	30	30	
Variante 7	33.6	10	10	10	6
Variante 8	47.2	20	20	20	
Variante 9	60.8	30	30	30	

Es wird zuallererst der relative Fehler der Abweichungen der Körperteile für Kopf und Pelvis in Abbildung 32 analysiert. Als gleiche Einschränkung wie zuvor und gleichzeitige Beurteilungsgröße wird der Wert der Abweichung von 13 mm herangezogen. Für die globale X und Z Abweichung des Kopfes stellt sich ein gleichbleibendes Bild dar, es ergibt jedoch für die Auswahl der Parameter kein entscheidendes Kriterium der vorliegenden Problemstellung. Für den Pelvis werden für die zwei höheren Stufen des Skalierungsfaktors größere Abweichungen für die $t_a = t_d = t_{lag} = 10$ ms Parameterkonstellation ersichtlich. Es liegen jedoch alle Werte unter 13 mm Abweichung zur Zielposition bei t_0 .



Erlaubter Fehler nach EuroNCAP ($\pm 13\text{mm}$, 20.0% bei 64.7mm)

Abbildung 32: Abweichung der Parametervariationen zur ungekürzten Baseline bei der halben maximalen/minimalen Verlagerung (115 ms Pre-Crash = Insassenzustand bei t_0)

Als nächster Punkt werden wieder die Gurtkräfte sowie die Brusteingdrückung analysiert (Abbildung 33). Für die untersuchten Parameter ist auf Basis der Gurtkräfte der Skalierungsfaktor von $v_{sca} = 2$ zu bevorzugen. Die niedrigste Abweichung weist dabei die Variante mit $t_a = t_d = t_{lag} = 30$ ms Variation auf. Unter zusätzlicher Berücksichtigung der Brusteingdrückung wäre für den t_0 Insassenzustand der größere v_{sca} Wert bei den Abweichungen am niedrigsten angesiedelt. Bei höheren v_{sca} Werten liegt die Abweichung deutlich über 100 %. Die Baseline Brusteingdrückung liegt bei t_0 bei 0.7 mm. Diese Werte der Brusteingdrückung sind vernachlässigbar kleine Werte im Vergleich zu einer In-Crash Belastung. Das Schwingverhalten der nichtgeführten Körperteile ist mit dem Beispiel in Abbildung 34 exemplarisch für die Brusteingdrückung dargestellt.

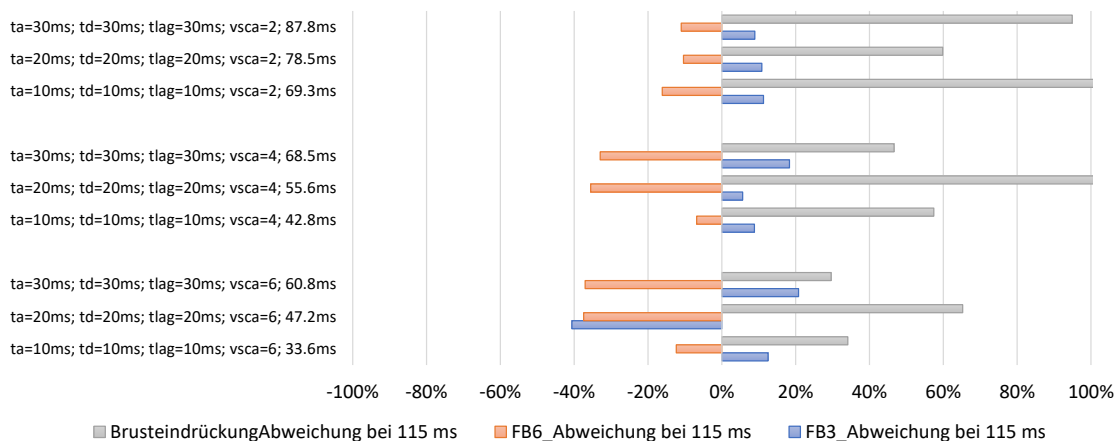
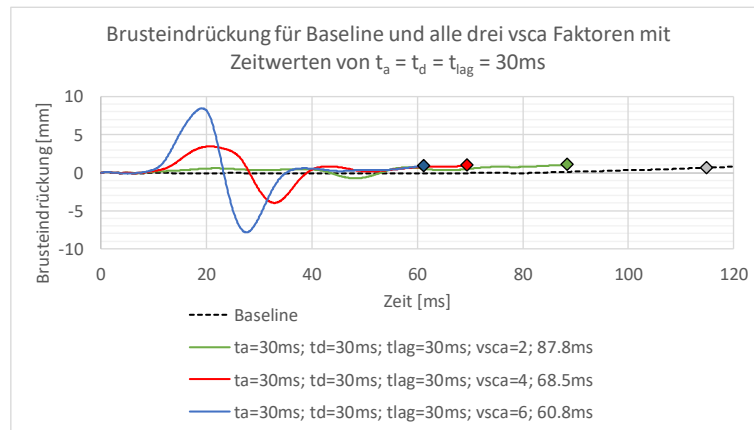


Abbildung 33: Abweichung der Parametervariationen zur ungekürzten Baseline bei der halben maximalen/minimalen Vorverlagerung (120 ms Pre-Crash = Insassenzustand bei t_0)

Abbildung 34: Brusteingdrückung bis zu t_0

Für die weiteren Schritte zur erweiterten Validierung wird aufgrund der vorliegenden Daten und der Überprüfung aller Skalierungsfaktoren ein niedriger t_a Wert von circa 10 ms bevorzugt sowie eine gleiche t_d und t_{lag} von circa 20 ms bis 30 ms als Basis verwendet und empfohlen. Die wichtigere Zeit, t_d kann dabei höhere Werte annehmen, da gerade die Verzögerungsphase Einfluss auf die Oszillation aufweist, die mit t_{lag} beruhigt wird. Nachdem die Bewertung und Beurteilung des Insassenzustands bei t_0 der gekürzten Pre-Crash Phase abgeschlossen ist, wird in einem nächsten Schritt die gekoppelte Pre- und In-Crash Phase betrachtet und somit die In-Crash Parameter zur Bewertung herangezogen. Ziel ist es, die aus der durchgeführten Vorauswahl am besten geeigneten Parameterkombinationen für die gekürzte Pre-Crash Phase zu definieren.

7.4.2 Bestimmung des Skalierungskoeffizienten v_{sca} der gekoppelten Pre- und In-Crash Phase

Als weiterer wichtiger Schritt zur objektiven Bewertung der entwickelten Methode wird mit den zuvor bestimmten Parametern das kombinierte Pre- und In-Crash Verhalten mit den ungekürzten Baseline-Simulationen (mit originaler Pre-Crash Phase) verglichen. Dabei wird zur detaillierteren Betrachtung das Verhalten ab t_0 (In-Crash Beginn) herangezogen. Da die angehängte In-Crash Phase in ungekürzter Zeit abläuft, können zur Risikoanalyse auch Kinematik-Untersuchungen in dieser Phase aufgenommen werden.

Für die Analyse zur Selektion eines Skalierungsfaktors (v_{sca}), für den die Parameter

- $t_a = 10$ ms,
- $t_d = 30$ ms,
- $t_{lag} = 30$ ms

zum Einsatz im Kritikalitätsraum bestimmt wurden, wird mit der in Kapitel 7.4.1 ausgewählten Pre-Crash Phase zuerst ein Wert für v_{sca} ermittelt, mit der die Variation unterschiedlicher Insassenzustände bei t_0 durchzuführen ist. Drei Werte für v_{sca} werden dafür herangezogen: 2, 4 und 6.

Bewertung und Auswahl des v_{sca} der kombinierten Pre- und In-Crash Rechnung

Die Übergabezeit ist dabei 211 ms (MV) und der dazugehörige Vorverlagerungsweg des Kopfes in X liegt bei 130 mm. In Abbildung 35 sind die mit der Baseline normierten Kriterien dargestellt. Dabei handelt es sich um die bereits erwähnten ausgewählten Standardkriterien, die für einen H350 Dummy in den Regulierungen und Normen herangezogen werden. Der HIC 15, die Brusteingdrückung, der NIJ und die Nackenschwerkraft weisen nur geringe Abweichungen zur Baseline auf und liegen bei kleiner 5% Abweichung. Die Tibiakräfte, das viskose Kriterium (VC) und die Nackenzugkraft weisen Abweichungen von kleiner 10% auf. Höhere Abweichungen sind für das Nackenmoment, die Nackendruckkraft und die

Femurkraft festzustellen. Vor allem die Femurkraft weicht bei $v_{sca} = 6$ deutlich von der Baseline ab (circa 90 %). Die mittlere Abweichung aller Kriterien ist ebenfalls enthalten und liegt bei 4 % für $v_{sca} = 2$, bei 7 % für $v_{sca} = 4$ und bei knapp 20 % für $v_{sca} = 6$. Die Differenz zur Baseline ist vor allem für die zwei niedrigeren Skalierungsfaktoren relativ gering und kann unter Berücksichtigung der in der Vorauslegung des Innenraumsensorik-Systems angelegten Einordnung zu sehr guten Ergebnissen führen. Die Schwachstellen der Methodik sind durch die Validierung bekannt und können durch vereinzelt Baseline-Simulationen, als Stützstellen des Entwicklungsprozesses des Systems, auch mit der originalen Zeitachse der Pre-Crash Phase zur Überprüfung berechnet werden.

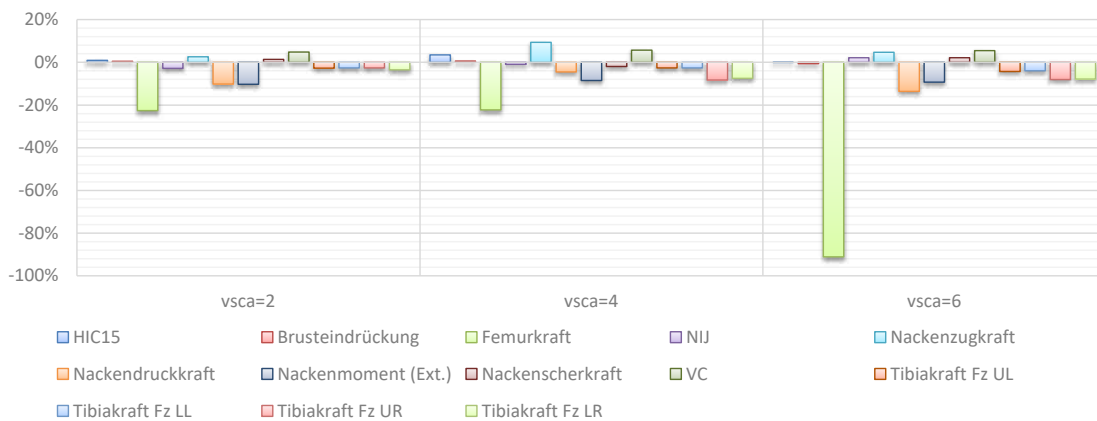


Abbildung 35: Validierung der beschleunigten Pre-Crash Phase gekoppelt mit der In-Crash Phase. Abweichung der mit der Baseline normierten Kriterien zur Baseline

Ausgehend von der allgemeinen Beurteilung der einzelnen Kriterien werden diese nun basierend auf einem nach dem USNCAP Schema zu bewertendem Standard berechnet (Kapitel 6.4). Dabei werden die einzelnen Kriterien mittels der bereits bekannten Verletzungsrisiko-Kurven (Tabelle 10) auf Verletzungswahrscheinlichkeiten (Probability – P) umgerechnet. Als finales Summenkriterium der berechneten AIS Einzelwerte kommt beim USNCAP das RR zum Einsatz, auf welchem auch die allgemein bekannte „Sternebewertung“ beruht. In Abbildung 36 sind die Abweichungen zur Baseline, der Einzelwerte des RR Berechnungsschemas sowie die Abweichung des RR selbst im Diagramm dargestellt. Die Abweichung der AIS Einstufung für die Brusteindrückung und den NIJ ist mit allen drei Skalierungsfunktionen sehr gering ($\leq 2\%$). Die Abweichung des AIS Werts für den Kopf fällt zumindest beim $v_{sca} = 4$ mit 12.5 % relativ hoch aus, wirkt sich aufgrund des absolut sehr niedrigen Wertes der Baseline nicht negativ auf das RR aus, das mit den vorliegenden Randbedingungen der Simulationsumgebung maßgeblich von der Verletzungswahrscheinlichkeit des Nackens (P_{Neck}) beeinflusst wird. Die größte Abweichung kommt, wie bereits zuvor gesehen, von den Femurkräften (hauptsächlich vom linken Femur), verursacht durch den früheren Kontakt mit der Instrumententafel. Für beide niedrigeren Skalierungsfaktoren ist die Abweichung jedoch ähnlich und liegt bei knapp 25 %. Nur bei $v_{sca} = 6$ liegt die Abweichung mit 132 % deutlich über der Baseline. Das RR bei $v_{sca} = 6$ ist mit 7.6 % ebenfalls deutlich höher gegenüber den beiden niedrigeren Skalierungsfaktoren die bei 0.6 % für $v_{sca} = 4$ und 2.0 % für $v_{sca} = 2$ liegen.

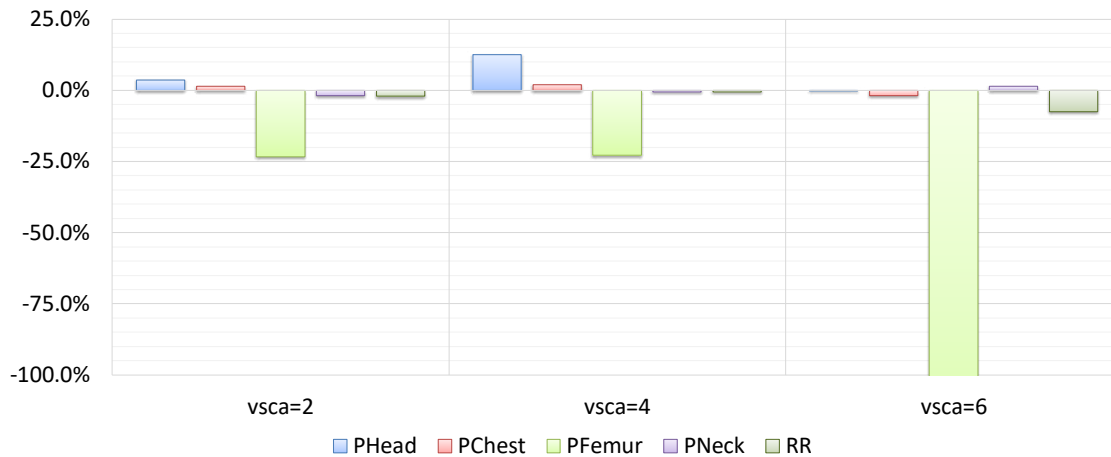


Abbildung 36: Validierung der kombinierten Pre- und In-Crash Phase, Abweichung der mit der Baseline normierten AIS-Wahrscheinlichkeiten zur Baseline

Ausgehend von dieser Untersuchung zum Kritikalitätsraum der beschleunigten Pre-Crash Phase wird in einem weiteren Schritt der Validierung mit dem vielversprechenden Skalierungsfaktor

- $v_{sca} = 4$

und den bereits zuvor ausgewählten Parametern

- $t_a = 10 \text{ ms}$, $t_d = 30 \text{ ms}$ und $t_{lag} = 30 \text{ ms}$,

die auch für diese Untersuchung eingesetzt wurden, vorgenommen.

- Zusätzlich zu dem guten Validierungsergebnis mit vernachlässigbar kleinen Einflüssen liefert diese eine deutliche Rechenzeiterparnis von circa 30% bis 60%, je nach Zeitpunkt des ausgewählten Insassenzustands (circa 20% bis 40% für $v_{sca} = 2$).

7.4.3 Plausibilisierung der Ergebnisse der kombinierten Pre- und In-Crash Rechnung mit den ausgewählten Parametern für t_a , t_d , t_{lag} und v_{sca}

Die zur weiteren Validierung der Ergebnisse des Kritikalitätsraumes herangezogene Parametervariation betrifft nun die Änderung der Randbedingungen der Pre-Crash Phase. In Tabelle 27 sind die Parameter der Variationsmatrix der Pre-Crash Phase und die vier gewählten Werte der Parameter t_a , t_d , t_{lag} und v_{sca} eingetragen ($v_{sca} = 4$, $t_a = 10 \text{ ms}$, $t_d = 30 \text{ ms}$, $t_{lag} = 30 \text{ ms}$). Der Bereich der Bremsverzögerung variiert von 0.6 g bis zu den unphysikalisch gewählten 3 g. Dieser unphysikalisch hohe Beschleunigungswert ist jedoch notwendig, um den sehr robusten Dummy mit einer hohen Steifigkeit der Komponenten im Nacken, Thorax und Pelvis in eine der Literatur entsprechende weit vorverlagerte Position zu bringen (Kapitel 3.4.3 und 3.4.4). Als zusätzliche Variation fließt hier die Sitzverschiebung ein, die hauptsächlich die In-Crash Phase beeinflusst. Durch die Verschiebung des Sitzes nach hinten wird der Kontakt vom Kopf, Thorax und den unteren Extremitäten zum Airbag sowie der Kniekontakt mit der Instrumententafel und Fußkontakt mit dem Fußblech reduziert, oder es entfällt der ganze Lastpfad. Eine sinnvolle Aufteilung der Kraftaufnahme ist für einzelne Belastungswerte von entscheidendem Vorteil. Als Beispiel wird die Pelvisbelastung angeführt, die durch den fehlenden Lastpfad der unteren Extremitäten mit der Instrumententafel oder dem Fußblech signifikant zunehmen kann.

Die letzte Komponente der Variation umschließt den PPT. Dieser wird deaktiviert oder aktiviert im Rückhaltesystem des Gurts eingesetzt und soll die Vorverlagerung des Dummies unter Einwirkung des Beschleunigungsfeldes der Bremsverzögerung stark beschränken. Der PPT ist im weiteren Verlauf der Arbeit

eine wichtige Stellgröße zur möglichen Verringerung der Auswirkungen (Verlagerung im Innenraum) der Pre-Crash Phase und kann zudem den Erfassungsbereich der Innenraumsensorik stark beeinflussen. Als vorletzte Spalte ist die Zeitspanne der gekürzten Pre-Crash Phase angegeben. Die mittlere Zeitersparnis liegt dabei bei 57 %. Dies wirkt sich für die angegebene Simulation auf die effektive Cluster-Zeit (32CPU's) in Summe mit knapp 120 h aus. Die Bewertung erfolgt mit den Abweichungen der skalaren Kriterienwerte der Verletzungsrisiken und über die zeitlichen Verläufe (Zeitbereich aus dem In-Crash) mit dem CORAplus Tool. Für die Bewertung werden jeweils Wichtungen der Einzelergebnisse sowie der Lastfälle festgelegt, die in Tabelle 27 und Tabelle 28 enthalten sind. Diese festgelegten Werte reihen die Lastfälle sowie die Kriterien nach ihrer Relevanz auf. Dabei gehen die Pre-Crash Phasen mit realistischen Bremsverzögerungen mit einem Wert von 0.1 ein, die unphysikalisch hohen, jedoch notwendigen Bremsverzögerungen zum Erreichen großer Verlagerungen werden hingegen mit nur 0.05 gewichtet.

Tabelle 27: Parametervariation der Pre-Crash Phase zur Validierung der beschleunigten Positionierungsmethode.

Parametereinstellung der geführten Pre-Crash Phase: $v_{SCA} = 4$, $t_a = 10$ ms, $t_d = 30$ ms, $t_{lag} = 30$ ms

Sitzeinstellung	Bremsverzögerung [g]	PPT Kraft [N]	Übergabezeit der originalen Zeitachse bei der max./min. Verlagerung – MV [ms]	Zeitersparnis in der Pre-Crash Phase [%]	Wichtung der Lastfälle (Summe = 1)
Baseline Position	0.6	0	223	61%	0.10
		450	154	54%	0.10
Baseline Position		0	211	60%	0.10
		450	174	56%	0.10
Pr075	1	0	215	60%	0.10
		450	162	55%	0.10
Pr150		0	221	60%	0.10
		450	172	56%	0.10
Baseline Position	3	0	175	57%	0.05
		450	160	54%	0.05
Pr150		0	183	57%	0.05
		450	150	53%	0.05

In Summe wurden zwölf Simulationen durchgeführt, die jeweils mit der nicht beschleunigten Pre-Crash Phase und mit der durch die Parameter definierten gekürzten Pre-Crash Phase berechnet werden. Die Auswertung basiert auf zwei voneinander unabhängigen Schritten. Zunächst werden die in den Simulationsergebnissen vorhandenen Verläufe objektiv verglichen. Dabei wird die CORAplus-Variante nach ISO/TS 18571:2014 zur Überprüfung der Ergebnisse mit dem ISO Rating, bestehend aus Korridor Bewertung und Kreuzkorrelation, genutzt, vgl. in Kapitel 6.5. Der zweite Schritt besteht in der Bewertung der Abweichungen der für die USNCAP Ergebnisinterpretation wichtigen berechneten Verletzungswahrscheinlichkeiten der Simulationen beziehungsweise der Kriterien. In Tabelle 28 sind die zu beurteilenden Größen und der dazugehörige Gewichtungsfaktor dargestellt. Verläufe, die einen Einfluss auf die USNCAP Bewertung ausüben (Gruppe 1: Kopfbeschleunigung, Nacken Zug-/Druckkraft, NIJ, Brusteingdrückung, Femurkraft), werden dabei höher gewichtet als die zusätzlich ausgewählten des Dummys (Gruppe 2: Nacken-Moment, Nacken-Scherkraft, VC, Tibiakraft). Die Gewichtungsfaktoren sind in drei

Stufen eingeteilt und wurden im Rahmen dieser Arbeit in Bezug auf die einfließenden Kriterien bestimmt. Der kleinste Wert von 0.05 wurde für die Verläufe der Gruppe 2 festgelegt. Der Wert 0.15 wird für die Kopfbeschleunigung, den NIJ und die Brusteindrückung angewandt, da diese den größten Einfluss in der USNCAP Bewertung auf das RR aufweisen. Die Femurkräfte (links und rechts) und die axiale Nackenkraft werden mit 0.1 in die Gewichtung aufgenommen.

Tabelle 28: Signale der Simulationen und Wichtung für die Berechnung des ISO Ratings

Signal / Verlauf	Abkürzung in der Analyse	Wichtung der Kriterien (Summe = 1)
Resultierende Kopfbeschleunigung	HeadACCres	0.15
Nacken Moment (Extension)	ExtBendMo	0.05
NIJ Verlauf	NIJ	0.15
Nacken Zug-/ Druckkraft	NeckTension	0.10
Nacken Scherkraft	NeckShear	0.05
Brusteindrückung	ChestDef	0.15
Viskoses Kriterium	VC	0.05
Femur Kraft Links	FemurForL	0.10
Femur Kraft Rechts	FemurForR	0.10
Tibia Fz Oben Links	TibiaFzUL	0.05
Tibia Fz Oben Rechts	TibiaFzUR	0.05

Mit den Kriterien aus Tabelle 12 kann die ISO Rating Berechnung mit CORAplus durchgeführt werden. Da die Crashdauer bei 150 ms endet und die relevanten Bereiche der Trajektorien bereits früher auftreten sowie am Beginn des In-Crashes der Gurtstraffer gezündet wird, ist die zeitliche Einschränkung der Signalanalyse auf $t_{\text{start}} = 10$ ms nach t_0 und $t_{\text{ende}} = 140$ ms nach t_0 gelegt. In den ersten 10 ms der In-Crash Phase ist noch kein passives Rückhaltesystem gezündet. Ein Einfluss dieser erst danach aktivierten Komponenten kann somit ausgeschlossen werden beziehungsweise könnten Kriterienverläufe hier nach dem Lösen der Zwangsführung noch nachschwingen. Die letzten 10 ms wurden eliminiert, da sich der Dummy aus der am weitesten hinten liegenden Sitzeinstellung zu dieser Zeit bereits mit allen Körperteilen im Rebound befindet und dieser für die Bewertung der ausgewählten Fälle ebenfalls keinen Einfluss mehr ausübt.

In Tabelle 29 ist das Ergebnis der Bewertung der ausgewählten Lastfälle dargestellt. Für die mit der Gewichtung multiplizierten Einzelergebnisse ergibt sich ein finales Rating von 0.795 (Summe aus den mit dem Wichtungswert multiplizierten Einzelergebnissen), das zwar noch mit Fair eingestuft ist, jedoch knapp an Good = 0.8 herankommt. Mit dieser Aussage und der Randbedingung eines zumindest Fair eingestuftes Ergebnisses kann die Evaluierung seitens der Verläufe positiv beurteilt werden. Für ein besseres Verständnis der Ergebnisse werden das beste und schlechteste Lastfall Rating und deren schlechteste Einzelbewertung sowie die allgemein schlechteste Einzelbewertung nachfolgend dargestellt. Allgemein kann zu den durchgeführten Evaluierungssimulationen angemerkt werden, dass vor allem die Ergebnisse mit einem aktiven PPT durchwegs schlechter abschneiden. Die PPT Simulationen sind maximal mit Fair bewertet und liegen im Mittel bei 0.7. Ohne aktivem PPT in der Pre-Crash Phase liegen alle Ergebnisse, welche mit Good bewertet sind, deutlich besser im Ranking der Validierungssimulationen mit einem Mittelwert von 0.88.

Tabelle 29: Ergebnisse der Validierung der ausgewählten Simulationen nach dem ISO Rating.

Sitzeinstellung	Pre-Crash Parameter	Rating	Wichtung der Lastfälle (Summe = 1)
Standard	$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT}=0 \text{ N}$	0.932	0.10
Standard	$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT}=450 \text{ N}$	0.693	0.10
Standard	$a_b = 1.0 \text{ g}$, $F_{PPT}=0 \text{ N}$	0.863	0.10
Standard	$a_b = 1.0 \text{ g}$, $F_{PPT}=450 \text{ N}$	0.705	0.10
Standard	$a_b = 3.0 \text{ g}$, $F_{PPT}=0 \text{ N}$	0.844	0.05
Standard	$a_b = 3.0 \text{ g}$, $F_{PPT}=450 \text{ N}$	0.705	0.05
Pr075	$a_b = 1.0 \text{ g}$, $F_{PPT}=0 \text{ N}$	0.879	0.10
Pr075	$a_b = 1.0 \text{ g}$, $F_{PPT}=450 \text{ N}$	0.700	0.10
Pr150	$a_b = 1.0 \text{ g}$, $F_{PPT}=0 \text{ N}$	0.902	0.10
Pr150	$a_b = 1.0 \text{ g}$, $F_{PPT}=450 \text{ N}$	0.714	0.10
Pr150	$a_b = 3.0 \text{ g}$, $F_{PPT}=0 \text{ N}$	0.879	0.05
Pr150	$a_b = 3.0 \text{ g}$, $F_{PPT}=450 \text{ N}$	0.696	0.05
Gewichtetes Rating:		0.795	

In Tabelle 30 ist das beste Lastfallergebnis und dessen schlechteste Einzelbewertung, ermittelt nach dem ISO Rating, dargestellt. Der Lastfall ist mit den genannten Gewichtungsfaktoren mit 0.932 bewertet und verfehlt somit knapp die Einstufung „Excellent“. Das schlechteste Einzelergebnis wird von der linken Femurkraft verursacht und liegt bei 0.897.

Tabelle 30: Bestes Lastfallergebnis der Plausibilisierung, ermittelt nach dem ISO Rating

Pre-Crash Parameter: $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT}=0 \text{ N}$

Signal / Verlauf	Rating	Wichtung (Summe = 1)
HeadACCres	0.918	0.15
ExtBendMo	0.972	0.05
NIJ	0.925	0.15
NeckTension	0.910	0.10
NeckShear	0.964	0.05
ChestDef	0.985	0.15
VC	0.951	0.05
FemurForL	0.897	0.10
FemurForR	0.915	0.10
TibiaFzUL	0.914	0.05
TibiaFzUR	0.917	0.05
Gewichtetes Rating:		0.932

Tabelle 31 zeigt den am schlechtesten bewerteten Lastfall und die dazugehörige geringste Bewertung des Einzelergebnisses daraus. Mit 0.696 ist das Ergebnis im Bereich Fair angesiedelt. Keine Einzelbewertung

liegt über 0.8, somit ist jede Teilfunktion dem Bereich Fair zugeordnet. Als am schlechtesten bewerteter Verlauf ist das Extensionsmoment dargestellt. Mit einem Wert von 0.591 ist es von allen Bewertungen im unteren Viertel. Eine Betrachtung des Ergebnisses zeigt, dass vor allem in der zweiten Hälfte des zu beurteilenden Zeitintervalls zwischen t_{min} und t_{max} , das Ergebnis der gekürzten Pre-Crash Berechnung von der Baseline abweicht (roter Verlauf in Abbildung 37). Die das Ergebnis am stärksten abwertende Größe ist die Korridor-Bewertung, die mit einem Wert von 0.306 und einem Gewichtungsfaktor von 0.4 in das Ergebnis einfließt.

Tabelle 31: Schlechtestes Lastfallergebnis der Plausibilisierung, ermittelt nach dem ISO Rating in der Pr150 Sitzeinstellung.

Pre-Crash Parameter: $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT}=450 \text{ N}$

Signal / Verlauf	Rating	Wichtung (Summe = 1)
HeadACCres	0.717	0.15
ExtBendMo	0.591	0.05
NIJ	0.645	0.15
NeckTension	0.643	0.1
NeckShear	0.674	0.05
ChestDef	0.785	0.15
VC	0.746	0.05
FemurForL	0.716	0.1
FemurForR	0.701	0.1
TibiaFzUL	0.676	0.05
TibiaFzUR	0.663	0.05
Gewichtetes Rating:	0.696	

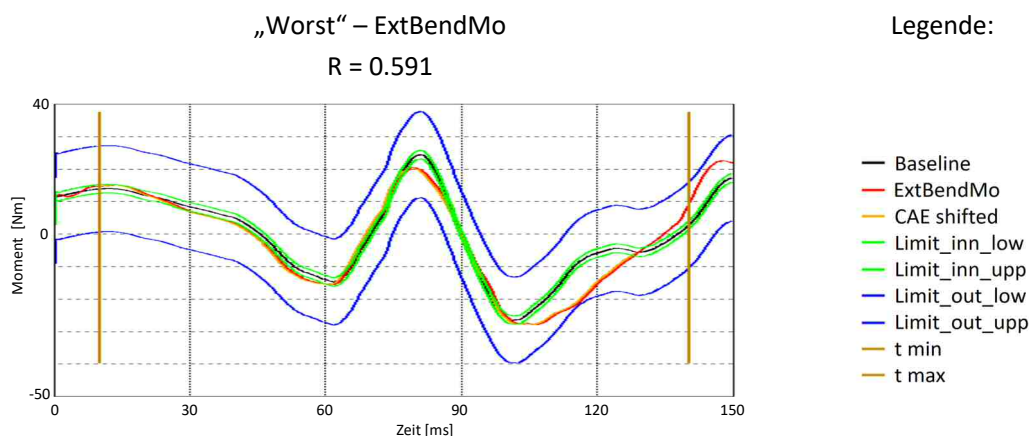


Abbildung 37: Schlechtestes Einzelergebnis (Extensionsmoment des Nacken) der Plausibilisierung der Pr150 Sitzeinstellung aus dem Lastfall mit einer Pre-Crash Phase mit $a_b = 3 \text{ g}$ und $F_{PPT} = 450 \text{ N}$, ermittelt nach dem ISO Rating

Die schlechteste Einzelbewertung aller Lastfälle ist in Abbildung 38 dargestellt. Der Lastfall ist ebenfalls einer mit einer Bremsverzögerung von „3 g“ und mit einer Kraft von $F_{PPT} = 450 \text{ N}$. Die, in diesem Fall rechte, Femurkraft erreicht einen Wert von 0.552 und fällt damit bereits in die Kategorie Poor. Die größten Einflüsse auf die Bewertung werden von der Korridor-Bewertung und der Steigung verursacht. Grundsätzlich ist im

Fälle des Femurs der maximale Wert der Druckkraft ausschlaggebend und dieser ist mit dem Größen-Wert von 0.912 berechnet.

Name/Methode	Rating	Wichtung
Corridor	0.431	0.4
Phase	0.595	0.2
Magnitude	0.912	0.2
Slope	0.391	0.2
Gewichtetes Rating:		0.552

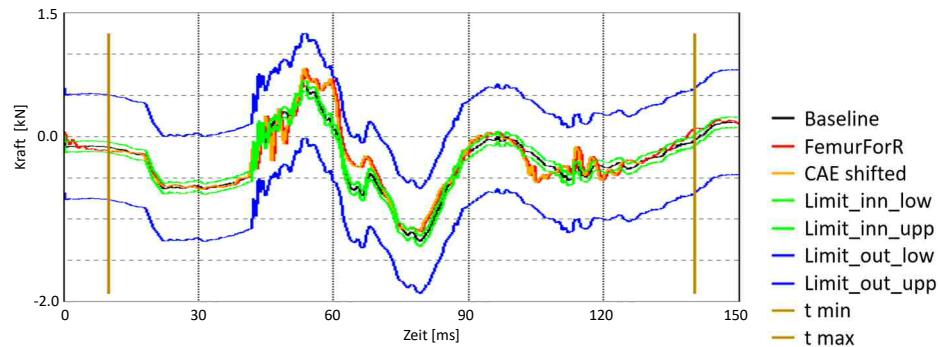


Abbildung 38: Schlechteste Einzelbewertung Standard-Sitzeinstellung (Ps000) einer Pre-Crash Phase mit $a_b = 3 \text{ g}$ und $F_{\text{PPT}} = 450 \text{ N}$ für die rechte Femurkraft, ermittelt nach dem ISO Rating

Nachdem die Verläufe einer detaillierteren Analyse unterzogen wurden, werden im nächsten Schritt die zur In-Crash Bewertung heranzuziehenden Verletzungswahrscheinlichkeiten und das RR des USNCAP in ihren Abweichungen mit der jeweiligen Baselinesimulation verglichen.

In Abbildung 39 sind diese für alle zwölf ausgewählten Simulationen dargestellt. Es zeigt sich, dass vor allem für das AIS3+ Risiko des Kopfes eine Abweichung $> 60 \%$ für drei Simulationen auftritt. Da das absolute Risiko in allen drei Fällen jedoch unter 1.5% und die Abweichung des HIC 15 bei $< 25 \%$ liegt, ist die damit verbundene Auswirkung auf das RR daher sehr gering. Zusätzlich weist die Femurkraft eine zu den anderen Verletzungswahrscheinlichkeiten erhöhte Abweichung auf. Diese wird mittels der AIS2+ Funktion berechnet und liegt in allen Fällen unter 1.4% und für die maximalen Werte der ausgewerteten Femurkraft bei 43% in der am weitest hinten angeordneten Sitzposition ohne Kontakt zur in longitudinalen Richtung liegenden Begrenzungsfläche im Fußraum (Blech montiert an der „Feuerwand“). Dabei ist zu erwähnen, dass die Kräfte in der hintersten Position (ohne Fußraumkontakt - Druckbelastung) im allgemeinen Vergleich circa ein Fünftel der Kraft des in der Standardposition sitzenden Insassen erreichen. Den größten Einfluss auf das RR wird in diesen Fällen von der Brusteingdrückung in den hinteren Sitzpositionen, bedingt durch die längere Belastungsphase nur durch den Gurt und vom NIJ ausgeübt. Abbildung 40 zeigt die Abweichungen des RR für alle Simulationen der Skalierungsgröße von $v_{\text{sca}} = 4$. Vier von zwölf Simulationen überschreiten eine Abweichung von 5% im Endergebnis, zwei davon mit 1 g Bremsverzögerung ohne PPT-Aktivierung in den hinteren Sitzpositionen und eine mit einer 3 g Bremsverzögerung in der vordersten Position ohne PPT Aktivierung liegen zwischen 7.9% und 9.3% .

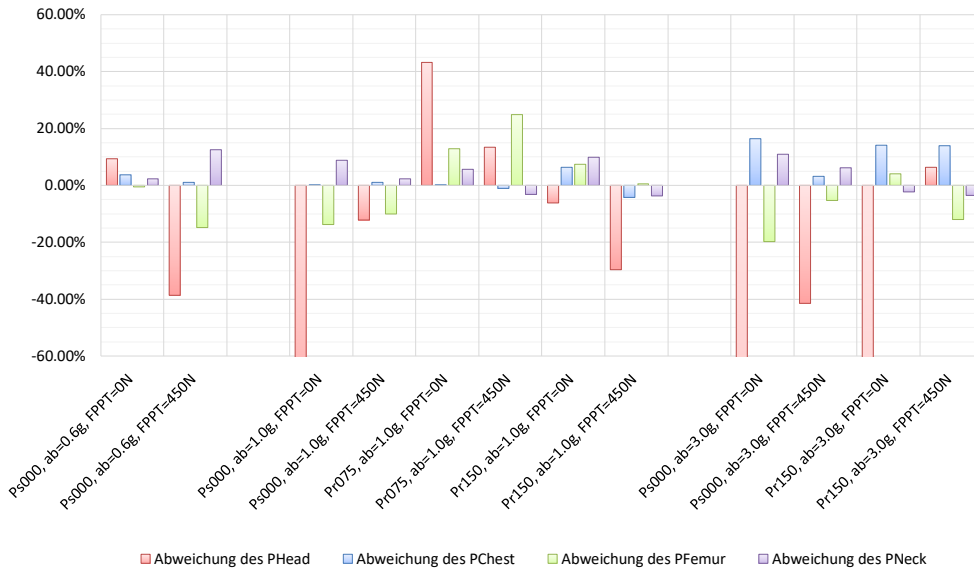


Abbildung 39: Abweichung der Verletzungswahrscheinlichkeiten (AIS Risiko) des UNSCAP der $v_{sca} = 4$ Plausibilisierungssimulationen bezogen auf die Baselinevarianten ohne geführte Pre-Crash Phase.

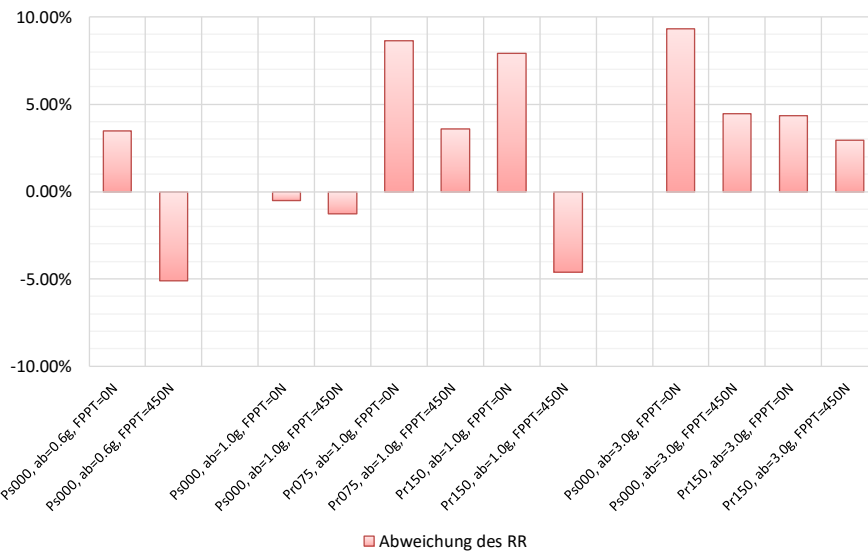


Abbildung 40: Abweichung des RR der jeweiligen kombinierten Pre-In-Crash Simulationen bezogen auf die entsprechende Baselinevarianten ohne geführte Pre-Crash Phase.

Die Schwächen des Systems aufgrund der Parameterwahl ($v_{sca} = 4$, $t_a = 10$ ms, $t_d = 30$ ms und $t_{lag} = 30$ ms) wurden anhand mehrerer Validierungsschritte herausgearbeitet. Durch die Berücksichtigung von Versuchsstreuungen wie von Meyerson et al. (1996) auf Basis von jeweils zwei identen Versuchen und mehrerer Fahrzeuge gezeigt, die teilweise eine Verdopplung der Einzelergebnisse vorweisen, sind die Ergebnisse der entwickelten Methode für die vorliegende Forschungsfrage als geeignet anzusehen. Das Rating von 0.795 (Fair $\leq 0.8 < Good$) der mit CORAplus durchgeführten Bewertung untermauert die Eignung des gewählten Ansatzes. Zudem ist es mit der Methode zu jeder Zeit möglich, einzelne Simulationen auch mit der originalen „Zeitachse“ zu berechnen, um auftretenden Unklarheiten, die aus der geführten Bewegung stammen, zu beseitigen.

7.5 Methode der Optimierungs- und Robustheitsuntersuchungen der Anforderungsanalyse im Kritikalitätsraum

Der erste Teil der Methode zur Bestimmung des Kritikalitätsraumes ist mit der beschleunigten Bewegung der Pre-Crash Phase zum kontrollierten Herbeiführen eines bestimmten Insassenzustands bei t_0 abgeschlossen. Als weiterer Schritt zur Ableitung der Sensoranforderungen, die im nächsten und den Methodenteil abschließenden Kapitel beschrieben sind, werden die Kriterien zur Auswahl von Optimierungen sowie der Robustheitsuntersuchungen des Rückhaltesystems definiert. Dieser Teil ist der Anforderungsanalyse im Kritikalitätsraum zuzuordnen. Dazu wird auf Abbildung 3 im Lösungsansatz verwiesen.

Stellgrößen zur Optimierung sind im eingesetzten Modell vorhanden. Die Zündzeiten und Kraftniveaus im Gurt lassen sich anpassen, weichen damit aber auch von dem anfänglich validierten Modell ab. Zusätzlich kann zum Beispiel die Airbag-Zündzeit variiert werden. Die Geometrie und das Entfaltungsverhalten werden aufgrund der Komplexität nicht verändert, da im Rahmen dieser Arbeit auch keine dementsprechenden Validierungsversuche durchgeführt wurden. Für die Brusteingdrückung wird das Kraftniveau des Gurts den größten Einfluss aufweisen. Untergeordnet, aber nicht zu vernachlässigen, ist bei einem zweistufigen System zudem der Umschaltzeitpunkt zwischen den Kraftbegrenzerstufen. Für die Nacken- und Kopfbelastung ist ein geeignetes Zusammenspiel zwischen Rückhaltekraft des Gurts und zeitlicher Abstimmung des Dummy-Airbagkontakts beziehungsweise des beim Kontakt vorliegenden Innendrucks des Airbags relevant. Dabei kann die Vorverlagerung zum Zeitpunkt t_0 , beziehungsweise die nicht optimierte Berechnung Aufschluss über entsprechende Zündzeitoptimierungen und Kraftniveaus liefern.

Die Parameter der Optimierung sind wie folgt:

- SLLF: Skalierungsfaktor für die zweite Gurtkraftbegrenzerstufe.
- SLL: Versatz des Umschaltzeitpunktes des Gurtkraftbegrenzers.
- AB-TTF: Versatz der Zündzeit des Airbags.
- AB Venting-TTF: Versatz der Zündzeit des aktiven Vents des Airbags. Die Variation ist zeitlich mit AB-TTF verschoben.
- PT-TTF: Versatz der Zündzeit des Pre-Tensioners.

Der Ablauf der Optimierung sowie die erweiterte Analyse zur Ableitung der Sensoranforderungen ausgehend vom unveränderten Rückhaltesystem ist in Abbildung 41 dargestellt.

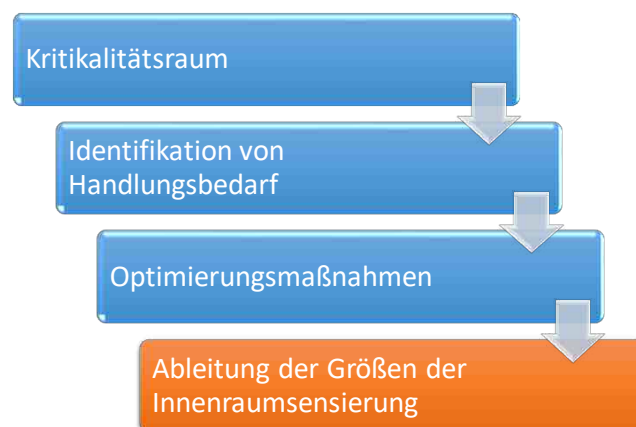


Abbildung 41: Potentialbestimmung im Kritikalitätsraum durch ausgewählte Optimierungen zur Ableitung von Sensoranforderungen.

Zur Robustheitsanalyse der Rückhaltesystemeinstellungen wird ausgehend von der gleichen Erkennung der Crash-Sensorik ein zeitverzögertes Signal angenommen. Damit kann eine Fehleinschätzung vorab auch virtuell getestet werden und liefert Aufschluss, welchen „weichen“ Toleranzbereich das System bietet und ab welchem zeitlichen Versatz eine signifikante Risikoerhöhung für den Insassen nicht mehr zu vermeiden ist.

Der zeitliche Versatz wird für ein gleichmäßig verteiltes Raster um die Referenzzündzeiten mit einer Schrittweite von 3 ms für das Gesamtsystem gewählt. Damit ist es über einen größeren Bereich möglich, mit den definierten Stützstellen die Robustheit des Rückhaltesystems zu beschreiben. Untersuchungen von Adolph et al. (2014) zeigen beispielsweise, dass Auslöseverzögerungen zwischen realen Unfällen und Crashtest im Vergleich mit einer Abweichung von 2 ms bis 3 ms behaftet sein können. Die größten Abweichungen lagen deutlich davon entfernt.

Damit die Robustheit des Systems abgebildet werden kann, erscheinen die gewählten 3 ms als guter Ausgangspunkt. Ziel ist es den Trend einer möglichen Verletzungsrisikoreduktion oder -erhöhung zu erkennen. Zur Analyse der Ergebnisse stehen hier wiederum die Kriterien der Risikoanalyse sowie die veränderten Werte der In-Crash Trajektorien und Verläufe zur Verfügung.

Zur erweiterten Betrachtung der Ergebnisse des In-Crashes werden für die Evaluierung die Positionsänderungen und die Kontaktzeit des Kopfes mit dem Airbag aufgenommen. Dabei ist die theoretische Airbag-Kontaktzeit ein Maß für die Abweichung des Kopf-Airbagkontakts im Vergleich zur Baseline. Dieser zeitlich Wegpunkt des Dummy-Kopfes ist mit dem Erstkontakt zum Airbag definiert und wird relativ zur Baseline angegeben. Alle Veränderungen der Randbedingungen werden auf dieses Ereignis Einfluss haben. Eine weiter hinten liegende Sitzposition mit großer Vorverlagerung des Insassen kann den Wegpunkt bereits in der Pre-Crash Phase überschreiten oder auch einen Kontakt des Insassen mit dem Airbag, zeitlich nach dem der Baseline, aufweisen. Die entstandene Problematik bei einem positiven Zeitversatz (der Dummy hat diesen Punkt vor dem Baseline-Zeitpunkt bereits überschritten) führt zu einem im Allgemeinen nicht erwünschten Airbagkontakt in der Entfaltungsphase. Mit negativem Zeitversatz wird der Dummykopf erst Millisekunden später auf einem bereits voll entfalteten Airbag auftreffen. Je nach Zeitversatz kann dieser wegen dem Standard-Vent bereits den notwendigen Innendruck verlieren beziehungsweise das volle Potential der Rückhalteeigenschaften verloren haben [Kästner et al. (2014)]. Parameter und Bewertungskriterien zur Bestimmung von Robustheit einhergehend mit der Optimierung des Rückhaltesystems können wie folgt definiert werden:

- Theoretische Airbag-Kontaktzeit.
- Zeitversatz des Erreichens des Airbagkontakt-Wegpunktes der Standardsituation (Referenz) ohne Pre-Crash Phase (Δt_{AK-WP})
- Veränderte Insassenzustände im In-Crash bei Airbagkontakt.
- Verletzungskriterien und Relatives Risiko.

7.6 Methode zur Bestimmung der Sensoranforderungen aus dem Kritikalitätsraum

Der abschließende Punkt im Kritikalitätsraum beschreibt die Methode zur Ableitung der Sensoranforderungen aus den Ergebnissen der mit dem Verletzungsrisiko überlagerten Insassenzustände bei t_0 . Für die Bestimmung von Systemanforderungen zur geeigneten Klassifizierung von Insassenzuständen bei t_0 ist es notwendig, die für die Bewertung notwendigen Kriterien zu finden, die eine ganzheitliche Aussage beruhend auf den Ergebnissen des Kritikalitätsraumes zulassen.

Mittels der durchgehenden Pre- und In-Crash Rechnung werden die geometrischen, kinematischen und kinetischen Größen bei t_0 mit den Verletzungsrisiken überlagert. Unter Einbezug der Optimierungen und Robustheitsuntersuchungen kann schlussendlich eine bestimmte Anforderung verifiziert werden.

Im realen Fahrbetrieb können die Insassenzustände der Pre-Crash Phase mit den Daten der Umfeldsensorik (Radarsensoren, Lidarsensoren) und Fahrdynamiksensoren (typischerweise sind dies Inertialsensoren, für beispielsweise ABS und ESP Eingriffe) abgeglichen werden. Es stehen keine detaillierten Informationen des zu erwartenden Verletzungsrisikos zur Verfügung. Es kann jedoch von großem Vorteil sein, die Ergebnisse des Kritikalitätsraumes für die Logik der zu interpretierenden Sensordaten zu nutzen. Damit können Sensortechnologien bereits in der Entwicklungsphase mit den Anforderungen des Kritikalitätsraumes für neue Sensoren entsprechend ausgewählt und dimensioniert werden. Leistungsfähige Innenraumsensoren, wie eine Video, Radar oder Time-of-Flight/Lidar Sensorik werden in Zukunft verstärkt dynamische Größen wie beispielsweise die Kinematik des Insassen unmittelbar vor der In-Crash Phase erfassen.

Wichtige Anforderungen für diese Sensorsysteme betreffen dabei unter anderem den „Field of View“ (FoV, Geometrische Randbedingungen), die Genauigkeit der geometrischen Bestimmung im FoV, die Abtastrate des FoV (kinematische Randbedingungen, „Dynamik“) und den Insassen selbst sowie zu bestimmende Körperregionen, die aufgrund ihrer Position zur Einstufung der Kritikalität am aussagekräftigsten sind. Diese Daten liegen mit der virtuellen Methode vor und sollen die notwendigen Informationen liefern. In der Diskussion der Sensoranforderungen ist die Analyse der erwähnten Daten in folgende Gruppen gegliedert:

- **Field of View:** beschreibt die Anforderung des minimal benötigten Abtastbereiches im Innenraum in dem sich der Insasse relativ zum Fahrzeug bewegen kann (inklusive der Sitzverschiebung).
- **Dynamik:** beschreibt die Anforderung der minimal benötigten Aufzeichnungsfrequenz.
- **Eigenschaften des Insassen:** beschreibt die Anforderung der minimal benötigten Klassifizierungsgüte (beispielsweise Winkel der Körperregionen des Insassen, Größe, Gewicht, Alter und Geschlecht)

Mit der Bestimmung dieser Anforderungsgruppen ist es möglich, die für den Insassenschutz am besten geeignete Kombination aus den aus Kapitel 3.3 bekannten Sensoren zu wählen. Die grundsätzliche Vorgehensweise zur Auswahl eines geeigneten Sensorsystems zur Erfassung des Insassenzustands mit dem Ziel einer Verbesserung des Insassenschutzes, besteht aus drei Schritten und ist in Tabelle 32 abgebildet:

- **Identifikation der leistungsbestimmenden Merkmale aus den Simulationen:** Im Folgenden werden zunächst die im Sinne des Insassenschutzes leistungsbestimmenden Merkmale gesucht: Gibt es relevante Auswirkungen von beispielsweise Verlagerung und Kopfgeschwindigkeit auf die aussagekräftigsten biomechanischen Kennwerte?
- **Zuordnung der Merkmale zu Sensoreigenschaften:** Eine Zuordnung dieser Merkmale zu den grundsätzlichen Eigenschaften des Sensorsystems (FOV, Dynamik, Insasseneigenschaften) wird ebenfalls vorgenommen.

- **Ableitung von Anforderungen der Innenraumsensorik:** Ziel ist es, auf diese Art zu charakterisieren, wie relevant im Sinne des Insassenschutzes die Eigenschaften eines Sensiersystems eingeschätzt werden müssen, um schließlich Anforderungen für Sensoriken abzuleiten.

Tabelle 32: Einstufung der Sensoranforderungen für die beschriebenen Sensoreigenschaften zur Definition der Technologieauswahl

Einstufung der Relevanz in drei Stufen	Abkürzung	Information zur Einstufung
„für ein erhöhtes Verletzungsrisiko“ (HR) bei signifikant zur Baseline* abweichenden Insassenzustandswerten bei t_0 Richtung maximalen Insassenzustandswerten (Max)	„HR _{Max_} “	Evaluierte Daten der In-Crash Ergebnisse
„für ein erhöhtes Verletzungsrisiko“ (HR) über den ganzen Wertebereich (GB) der Insassenzustände bei t_0	„HR _{GB_} “	
„für ein erhöhtes Verletzungsrisiko“ (HR) bei Baseline* nahen Werten der vorliegenden Insassenzustände bei t_0	„HR _{Base_} “	

*... die Baseline gibt hier den Insassenzustand der jeweiligen Sitzeinstellung, ohne Pre-Crash Phase und ohne Einwirken externer Kräfte, an. Das heißt: es liegt keine Verlagerung (= 0 mm) bezogen auf den FoV, keine Relativgeschwindigkeit (= 0 m/s) bezogen auf die Dynamik und keine Rotation (= 0 Grad) bezogen auf die Insasseneigenschaften vor.

Eine hohe Relevanz der Dynamik würde beispielsweise bedeuten, dass die ausgewählte Innenraumsensorik die entsprechende Geschwindigkeit des Kopfes bestimmen können muss, sei es über hochfrequente Ortsmessungen (Lidar), direkte Geschwindigkeitsbestimmung (beispielsweise Radar) oder über ein geeignetes Fusionskonzept (beispielweise Beschleunigungssensorik kombiniert mit Video).

Aufgrund der evaluierten Ergebnisse des Kritikalitätsraumes liegen alle Informationen auf die für die Einstufung der Relevanz der Gruppen definiert sind. Für die Relevanz wird die jeweilige Baseline (ohne Pre-Crash Phase) der Sitzeinstellung als zu erfassender Insassenzustand ebenfalls in die Bewertung mitaufgenommen. Dies ist eine notwendige Randbedingung mit der Definition, dass das generische Standardrückhaltesystem im Kritikalitätsraum für alle Sitzeinstellungen eingesetzt wird und die Verschiebung des Sitzes typischerweise nicht gemessen wird und damit nicht bekannt ist.

Die finale Bewertung der Ergebnisse erfolgt, wie beispielsweise für „**die Verlagerung des Insassen im Field of View (FoV)**“ nachfolgend beschrieben, in den in Tabelle 32 genannte drei Kategorien, und ist in Abbildung 42 abgebildet:

Einstufung der Relevanz für die Verlagerung des Insassen im Field of View (FoV)

- a. **HR_{Max_V}** (Max_V = signifikant zur Baseline abweichende Verlagerung)

Das Verletzungsrisiko ist bei den signifikant zur Baseline abweichenden Verlagerungen im Mittel eindeutig erhöht. Mit der Randbedingung, dass die Baseline der jeweiligen Sitzeinstellung erkannt werden muss, ergibt sich ein ähnlicher Bereich wie bei „HR_{GB_V}“ (Punkt b) zu erfassende Bereich, der mit dem Sensor aufgelöst werden muss. Ist es möglich den Baseline Insassenzustand über den Sitzeinstellungen zu erkennen und liegt ein zugehöriger Parametersatz des RHS vor, kann die „HR_{GB_V}“ (Punkt b) in eine „HR_{Max_V}“ rückgestuft werden. Nur die Rückhaltesystem-Parameter der signifikant vorverlagerten Insassenzuständen müssen für die In-Crash Phase modifiziert werden (nur sinnvoll bei vorhandenem Potential zur Verletzungsrisikoreduktion).

- b. **„HR_{GB_V}“** (GB_V = Verlagerung über den ganzen Wertebereich relevant)

Das Risiko ist im Mittel über den gesamten Verlagerungsbereich gleichermaßen verteilt. Es kann kein Bereich mit einem niedrigeren Verletzungsrisiko bezogen auf die Insassenverlagerung festgestellt werden. Unabhängig davon, ob die Baseline über die Sitzeinstellung bekannt ist, sollte der ganze Verlagerungsbereich erfasst werden.

- c. **HR_{Base_V}** (Base_V = Baseline nahe Werte der Verlagerung)

Insassenzustände bei t₀ mit geringer Abweichung zu dem Baseline Insassenzustand weisen ein erhöhtes Risiko auf. Große Vorverlagerungen weisen ein eindeutig niedriges Verletzungsrisiko auf und müssen nicht erfasst werden.

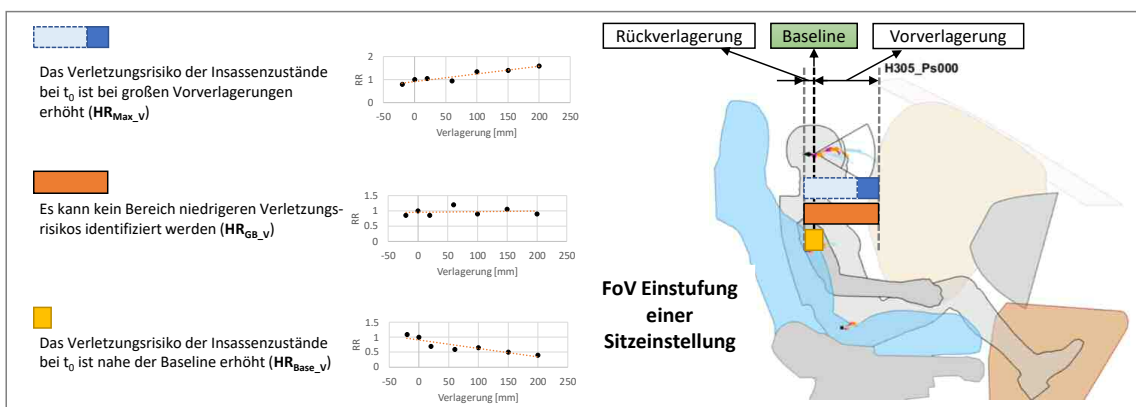


Abbildung 42: Einstufung der Relevanz des Field of View am Beispiel einer Sitzeinstellung.

Die für die Einstufung der Relevanz für die Dynamik (Relativgeschwindigkeit) und die Insasseneigenschaften (Rotationen) hinzuzufügenden Abkürzungen sind „Velo“ für die Dynamik und „Rot“ für die Insasseneigenschaften. Für die Verlagerung wurde bereits „V“ in den oben angeführten Aufzählungen beschrieben.

Die Vorgehensweise wird in Abbildung 44 mit vier Schritten beschrieben. Dabei werden zuerst die benötigten Daten aus dem Kritikalitätsraum gewählt und der Mittelwert berechnet (beispielsweise RR_{avg}). Mit einer Reihung der Ergebnisse und Mittelwertbildung der sortierten Kriterien des Insassenzustands kleiner gleich und über dem RR_{avg} kann die Einstufung der Relevanz getroffen werden. Diese Einstufung wird unter Einbezug des 25 % Quartils, dem 75 % Quartils der Kriterienwerte der Insassenzustände und der Abweichung der berechneten Mittelwerte ($M1$, $M2$) der Kriterien kleiner gleich und größer dem anfänglich bestimmten RR_{avg} der Insassenzustände folgend bestimmt.

- Der Betrag der Differenz der beiden Mittelwerte ($M1$, $M2$), aus den Ergebnissen mehrerer Insassenzustände, wird berechnet.
 $d = |M1 - M2|$
- Der kleinere Betrag der Summe aus
 $AB_{12} = |a1| + |b2|$ und
 $AB_{21} = |a2| + |b1|$
wird gesucht.
- Die Differenz zwischen d und AB_{12} oder AB_{21} wird berechnet.
 $M3 = d - AB_{12}$ oder
 $M3 = d - AB_{21}$

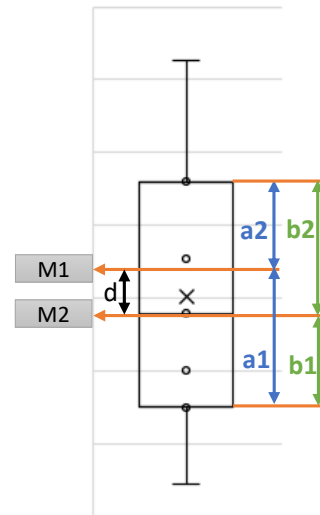


Abbildung 43: Schematische Darstellung für die Berechnung der Werte zur Einstufung der Relevanz.

Es gilt für die Einstufung der Relevanz, beispielsweise der Verlagerung:

- $M1 < M2$ und $M3 > 0$ **HR_{Max_V}**
- $M3 < 0$ **HR_{GB_V}**
- $M1 > M2$ und $M3 > 0$ **HR_{Base_V}**

Die Vorgehensweise wird am Beispiel eines beliebigen Datensatzes (RR mit der Verlagerung des Kopfes, der Kopfrotation und der Relativgeschwindigkeit) in Abbildung 43 mit vier Schritten beschrieben. In dem Beispiel sind demnach die Verlagerung und Rotation über den gesamten Bereich (**HR_{GB_Rot}**, **HR_{GB_V}**) zu erfassen. Die Insassenzustände mit Relativgeschwindigkeiten weisen ein niedriges RR auf und sind in diesem Beispiel mit „**HR_{Base_Velo}**“ eingestuft.

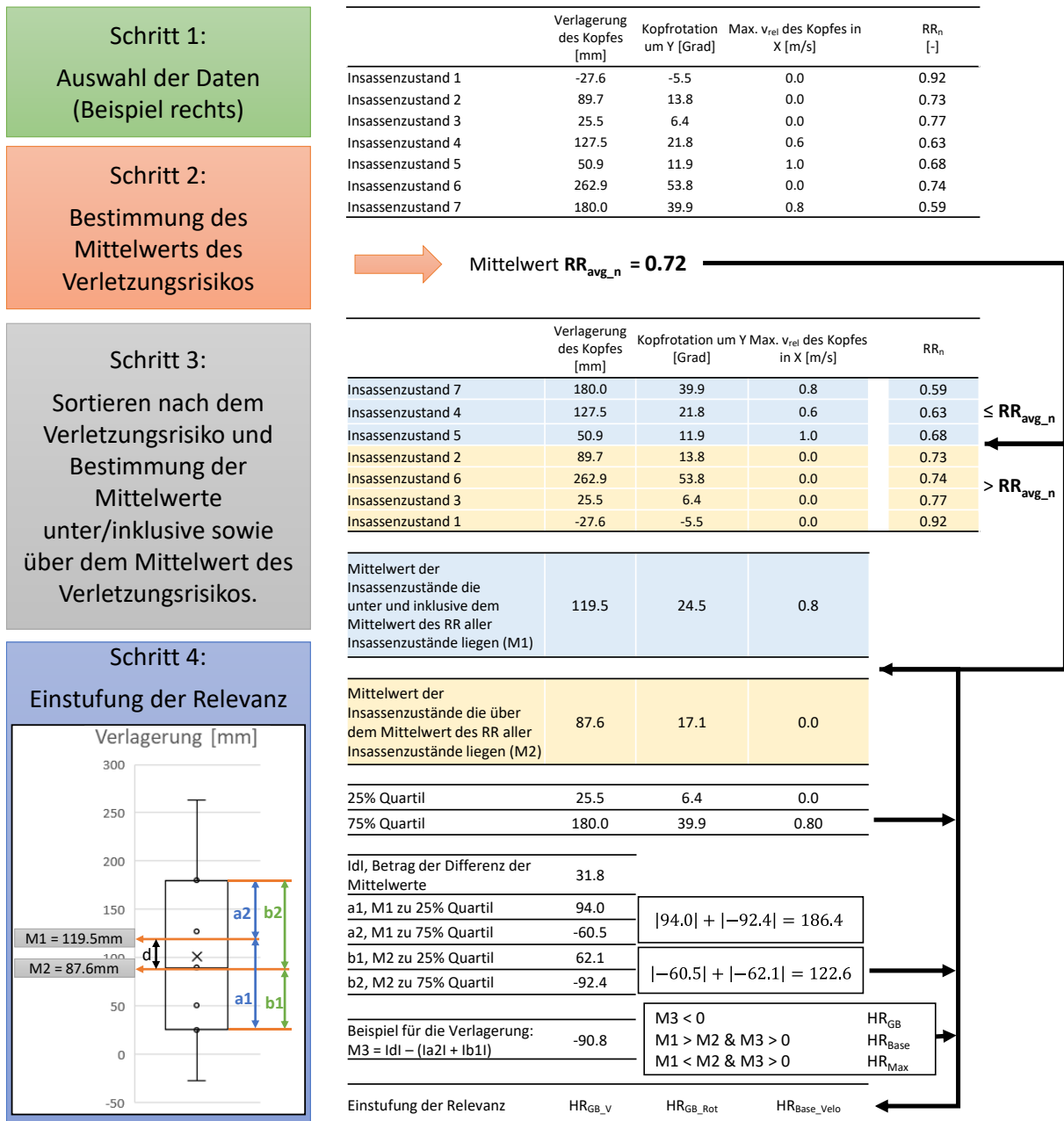


Abbildung 44: Vorgehensweise für die Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen einer Sitzeinstellung.

7.7 Zusammenfassung der Methode „der Kritikalitätsraum“

Die Methode „der Kritikalitätsraum“, welche eine Kombination aus dem Aufenthaltsraum und den Verletzungswahrscheinlichkeiten darstellt und in den folgenden Kapiteln auf Basis der virtuellen Innenraummodelle in den unterschiedlichen Sitzeinstellungen angewandt wird, wurde in diesem Kapitel beschrieben. Im Folgenden wird das Vorgehen im Kritikalitätsraum kurz zusammengefasst.

Um die neue Methode zu definieren, müssen zunächst die kritischen Insassenzustände, mit erhöhtem Verletzungsrisiko in der In-Crash Phase, identifiziert werden. Dies beinhaltet den Aufbau des Aufenthaltsraumes (mögliche Insassenzustände bei t_0) mit den definierten Pre-Crash Phasen. Darauf ansetzend folgt eine Bewertung der Insassenzustände bei t_0 mit den Basis-Parametern des Rückhaltesystems, bedingt durch die Annahme, dass in einem ersten Schritt keine Innenraumsensorik

vorhanden ist. Aus den daraus resultierenden Ergebnissen wird eine Basis-Relevanz der Sensoranforderungen abgeleitet.

Der zweite Teil der Methode beinhaltet die Identifikation des Potentials zur Verletzungsrisikoreduktion und dessen Robustheit, aufbauend auf den bereits vorhandenen Ergebnissen mit den Basis-Parametern des Rückhaltesystems. Es müssen neue Rückhaltesystemstrategien zur Reduktion des Verletzungsrisikos entwickelt und die Robustheit eines vorhandenen Potentials der Verletzungsrisikoreduktion geprüft werden.

Abschließend kann die Basis-Relevanz der Sensoranforderungen mit dem vorhandenen robusten Potential zur Verletzungsrisikoreduktion evaluiert und somit gegebenenfalls angepasst werden.

Im Detail wurde die Methode zur korrekten Berechnung eines bestimmten Insassenzustands bei t_0 in diesem Kapitel entwickelt und plausibilisiert. Die Parameter der beschleunigten Phase ($v_{SCA} = 4$, $t_a = 10$ ms, $t_d = 30$ ms, $t_{lag} = 30$ ms) sowie die Kriterien für die Bewertung und Ableitung der Sensoranforderungen konnten ebenfalls definiert werden. Mit dieser neuen Methode, einer zwangsgeführten und gekürzten Simulation der Pre-Crash Phase, kann eine Reduktion der Berechnungsdauer von bis zu circa 60 %, abhängig von der Länge der Realzeit, erreicht werden. Die sich in der Positionierung des Insassenzustands bei t_0 einstellenden Abweichungen des RR liegen dabei im Bereich von maximal circa 9 %. Eine sehr gute Übereinstimmung wird bei den Kriterien HIC und der Brusteindrückung sowie dem für die USNCAP Sternebewertung ausschlaggebenden RR erreicht. Bei den Belastungen der unteren Extremitäten und des Nackens treten teilweise größere Abweichungen zur ungekürzten Berechnung der Pre-Crash Phase, kombiniert mit der In-Crash Phase, auf, die aufgrund der sehr geringen Absolutwerte (nicht ausschlaggebend für den Wert RR) in diesem Fall jedoch vernachlässigbar sind.

Durch die Spezifikation des Dummys sind keine „großen“ Verdrehungen und Verschiebungen der Körperteile zueinander möglich, was die Berücksichtigung möglicher Handlungen des Insassen nur eingeschränkt zulässt. Dies wird vor allem für laterale Belastungen als Nachteil angesehen, auch wenn Umale et al. (2018) zeigen, dass zumindest für „Far-Side“ Konfigurationen der THOR Dummy, der H350 und der World SID im Vergleich zum PMHS Test fast gleichwertig im mit CORA ermittelten Durchschnittswert der Biofidelität liegen. Da die Insassenmodelle in der Methode „der Kritikalitätsraum“ zudem austauschbar sind, ist daraus kein Nachteil ersichtlich. Im Hinblick auf einen Austausch des Insassenmodells ist es jedoch erforderlich, mit dem neuen Insassenmodell neue Pre-Crash Trajektoriensätze (Aufenthaltsraum) zu ermitteln.

Das eingesetzte Rückhaltesystem bietet die nötige Adaptivität für die Potentialbestimmung und Robustheitsuntersuchung in der Anforderungsanalyse des Kritikalitätsraums. Die auf den Basisergebnissen aufbauenden und mit der Anforderungsanalyse bewerteten Ergebnisse sind für die Ableitung der Sensoranforderungen ausreichend und sollen die notwendige Detaillierung zur Auswahl eines Sensorsystems ermöglichen. Somit kann mit den Daten des Insassenzustands bei t_0 und den Verletzungsrisiken ein entscheidender Mehrwert zu den aus der Literatur bekannten Sensoranforderungen generiert werden.

8 BESTIMMUNG DES AUFENTHALTSRAUMES

Ausgehend von den sieben unterschiedlichen Insassenmodellen (drei Sitzeinstellungen des H305 und den vier Sitzeinstellungen des H350) kann die Untersuchungsmatrix der Pre-Crash Phase, deren Dummykinematik schlussendlich den Aufenthaltsraum bestimmen, beschrieben werden (Tabelle 33). Somit ist es das Ziel im Aufenthaltsraum, die Insassenzustände bei t_0 zu definieren.

Mit diesen Insassenzuständen werden in Kapitel 9 mit der gekürzten und geführten Pre-Crash Phase, gekoppelt mit der In-Crash Phase, die Kriterien des In-Crashes mit dem Standard-Rückhaltesystem bestimmt (Abbildung 45).

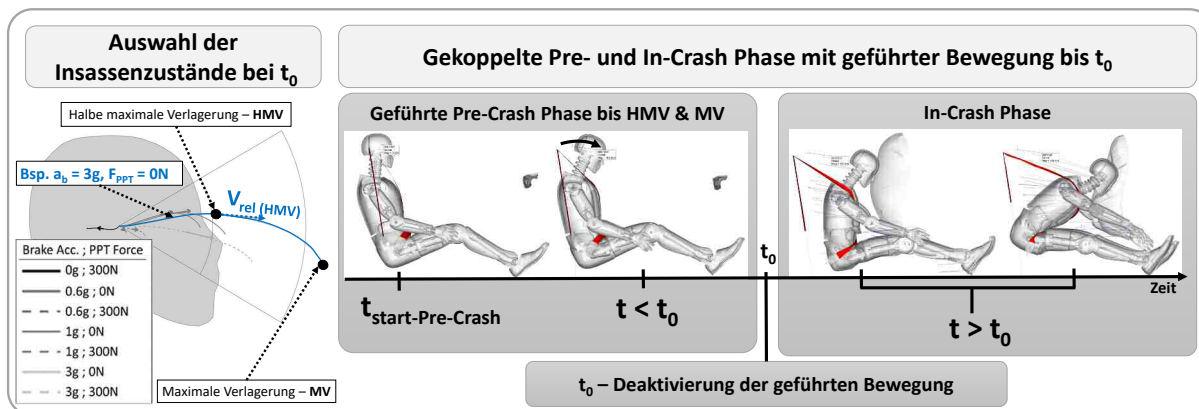


Abbildung 45: Auswahl der Insassenzustände bei t_0 als Basis für die gekoppelte Pre- und In-Crash Rechnung zur Bestimmung der Kritikalität der Insassenzustände.

Es werden dabei verschiedene Bremsverzögerungen angewandt und der PPT im System aktiviert ($F_{PPT} = 300 \text{ N}$) oder deaktiviert ($F_{PPT} = 0 \text{ N}$). Für die Bremsverzögerungen werden die gleichen drei Stufen, wie bereits in der Validierung sowie eine zusätzliche 0 g Variante herangezogen. Dabei stellt die zweitniedrigste Bremsverzögerung von 0.6 g laut Literatur einen Mittelwert für aktuell personengelenkte Personenkraftfahrzeuge dar. Die Bremsverzögerung von 1 g wird berücksichtigt, da davon auszugehen ist, dass zukünftige Fahrzeuge mit steigendem Anteil eines AEB in einer Gefahrensituation mit der maximal möglichen Bremsverzögerung auf eine kritische Situation reagieren werden. Dies gilt zumindest bei idealen Umgebungsverhältnissen. Da jedoch 0 g und 0.6 g in der Untersuchung enthalten sind, spiegeln diese Ergebnisse auch mögliche Umwelteinflüsse wider. Diese Bremsverzögerung kann natürlich auch in konventionellen Fahrzeugen durch den Fahrer erreicht werden. Lenkmanöver in der Pre-Crash Phase werden in der Untersuchungsmatrix nicht berücksichtigt. Die für straßenzugelassene Personenkraftwagen dritte, „stark überhöhte“ Bremsverzögerung“ wird mit 3 g im Modell angewandt, damit die in Tabelle 5 gezeigten Vorverlagerungen des Insassen erreicht werden. Dem Autor ist diese unphysikalische Herangehensweise bewusst, aufgrund des verwendeten Modells jedoch eine notwendige Maßnahme zur Erfüllung dieser Anforderung zum Insassenzustand. Keine Bremsverzögerung, somit 0 g, kommt nur mit dem PPT mit einem Kraftniveau größer 0 N zum Einsatz, da beide Werte bei null liegend die Baselinesimulation des Basismodells ohne Insassenbewegung in der Pre-Crash Phase darstellen.

Die genauen Sitzpositionen im Innenraummodell wurden bereits in Kapitel 6.6 gezeigt. Damit ist nur noch die Definition des PPT Niveaus in der Pre-Crash Phase zu definieren. Damit die Gurtlose in einer sehr kurzen Zeit reduziert wird und bereits eine Rückhaltekraft auf dem Dummy aufgebaut wird, werden Kräfte bei circa 120 N bis circa 1000 N in der Literatur vorgegeben. Mit der Einschränkung einer damit einhergehenden

erhöhten Verletzungswahrscheinlichkeit bei zu hohen Gurtkräften in der Pre-Crash Phase, vor allem bei kleineren und leichteren Personen, werden Niveaus bis zu circa 400 N zu erwarten sein. Wenn der PPT geregelte Gurtkraftverläufe liefern und die Innenraumsensorik bereits genaue Daten zur Klassifizierung des Insassen zur Verfügung stellen kann, ist ein adaptives Kraftniveau der PPT Straffung von Vorteil. Für das Kraftniveau der Untersuchungsmatrix wurde das Kraftniveau reduziert und liegt bei circa 300 N am Retraktor. Ausgehend von einer Untersuchung des Einflusses unterschiedlicher Kraftniveaus auf die Pre-Crash Phase ist dies ein für die vorliegende Forschungsfrage geeigneterer Wert, der für den H350 und den H305 gleichermaßen verwendet werden kann.

Die Aktivierung des PPT in Kombination mit der Bremsverzögerung liegt zeitlich gleich und kann in der Realität zum Beispiel über die Betätigung des Bremspedals oder die Umfeldsensorik getriggert werden. Grundsätzlich ist es somit möglich, den PPT vor oder nach dem ersten Anstieg der Bremsverzögerung zu aktivieren. Im Falle einer zeitlich vorgelagerten Aktivierung wäre aufgrund der noch nicht vorhandenen Bremskraft (noch keine Trägheitseinflüsse) eine Positionierung abhängig vom Insassengewicht leichter möglich. Ebenfalls kann eine erhöhte Aufmerksamkeit geschaffen werden. Dies hat einen Einfluss auf den „Komfort“ des Insassen. Andererseits besteht eine hohe Abhängigkeit von der Umfeldsensorik und der Klassifizierung von möglicherweise kritischen Situationen, die vor allem bei höheren Geschwindigkeiten schwer zu erfassen sind.

Die zeitlich vorgelagerte Aktivierung des PPT wird nicht berücksichtigt. Grund dafür sind längere Pre-Crash Zeiten (mehrere Sekunden), die aus den Daten der Umfeldsensorik beurteilt werden müssen. Die Wahrscheinlichkeit einer nicht korrekten Prognose liegt aufgrund der Vergrößerung der Anzahl an Varianten, die auftreten können, höher als bei einer kurzen TTC. Eine Aktivierung des PPT, zeitverzögert, nach dem Beginn der Bremsverzögerung würde mit den beschriebenen PPT keine Rückverlagerung bewirken und den Zweck zur Reduktion der Gurtlose ebenfalls stark vermindern beziehungsweise eliminieren, da der Insasse durch das Bremsmanöver und die Vorverlagerung bereits an den Gurt angekoppelt ist. Es wird Annahme getroffen, dass vom festgelegten Aktivierungspunkt aus das Kraftniveau und das Bremsniveau innerhalb von 10 ms auf das definierte Maximum ansteigen.

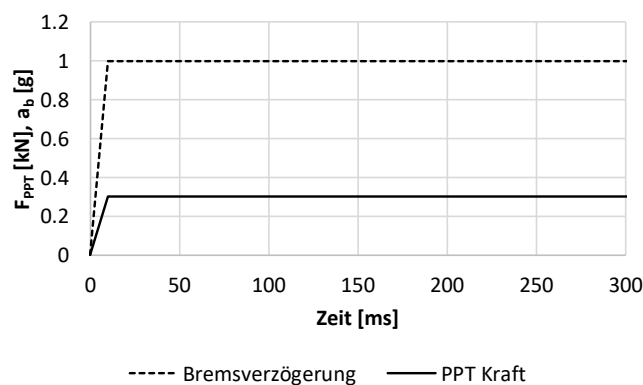


Abbildung 46: Zeitlicher Verlauf der PPT Kraft und der Bremsverzögerung in der Pre-Crash Phase, beispielsweise für $a_b = 1\text{ g}$ und $F_{PPT} = 300\text{ N}$.

Die zu berechnende Zeitspanne zur eindeutigen Identifikation der Insassenzustände der Pre-Crash Phase, einschließlich der maximalen/minimalen Verlagerung, ist unter den gegebenen Randbedingungen und mit dem Wissen aus Kapitel 7 mit maximal 300 ms festgelegt, da theoretisch bei allen erreichbaren Insassenzuständen der In-Crash beginnen kann. Die daraus entstandene Pre-Crash Untersuchungsmatrix ist in Tabelle 33 dargestellt. Beide HIII Dummies sind daher angeführt, beziehungsweise alle Sitzeinstellungen darin enthalten. Die Pre-Crash Phase umfasst somit 49 Ergebnis-Trajektorien im Aufenthaltsraum, aus

denen wiederum jeder Zeitpunkt als Insassenzustand bei t_0 für die gekoppelte Berechnung übernommen werden kann. Mit der zusätzlichen Sitzverschiebung kann damit ein sehr großes Spektrum an Insassenzuständen in der Fahrzeuginnenachse erzielt werden.

Tabelle 33: Untersuchungsmatrix der ausgewählten sieben Pre-Crash Manöver für den H350 und den H305 Dummy für alle sieben Sitzeinstellungen die in Abbildung 11 dargestellt sind.

Sitzstellungen r... rückwärts verschoben s... standard f... vorwärts verschoben	H350				H305		
	Pr150	Pr075	Ps000	Pf050	Pr225	Pr075	Ps000
Bremsverzögerung (a_b)	$a_b = 0.0 \text{ g} / F_{PPT} = 300 \text{ N}$				$a_b = 0.0 \text{ g} / F_{PPT} = 300 \text{ N}$		
	$a_b = 0.6 \text{ g} / F_{PPT} = 0 \text{ N}$				$a_b = 0.6 \text{ g} / F_{PPT} = 0 \text{ N}$		
und	$a_b = 0.6 \text{ g} / F_{PPT} = 300 \text{ N}$				$a_b = 0.6 \text{ g} / F_{PPT} = 300 \text{ N}$		
	$a_b = 1.0 \text{ g} / F_{PPT} = 0 \text{ N}$				$a_b = 1.0 \text{ g} / F_{PPT} = 0 \text{ N}$		
PPT-Kraftniveau (F_{PPT})	$a_b = 1.0 \text{ g} / F_{PPT} = 300 \text{ N}$				$a_b = 1.0 \text{ g} / F_{PPT} = 300 \text{ N}$		
	$a_b = 3.0 \text{ g} / F_{PPT} = 0 \text{ N}$				$a_b = 3.0 \text{ g} / F_{PPT} = 0 \text{ N}$		
	$a_b = 3.0 \text{ g} / F_{PPT} = 300 \text{ N}$				$a_b = 3.0 \text{ g} / F_{PPT} = 300 \text{ N}$		

8.1 Aufenthaltsraum des H305 Dummys

Beginnend mit dem H305 Dummy wird dessen Aufenthaltsraum ermittelt. Für den H305 werden die drei initialen Sitzpositionen zuerst getrennt voneinander betrachtet. Erst im Fazit werden diese drei Ergebnisräume überlagert. Beginnend mit der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) können die definierten Größen im Aufenthaltsraum und damit auch der Insassenzustand bestimmt werden. Die zwei rückwärts verschobenen Sitzeinstellungen sind im Appendix (14.1) beschrieben, da sie methodisch dem Vorgehen in der Standard-Sitzeinstellung entsprechen.

8.1.1 Der Aufenthaltsraum des H305 Dummys in der Standard-Sitzeinstellung

Die X-Z Trajektorien des H305 Dummy für Kopf, Thorax und Pelvis aus der Baseline Sitzposition sind in Abbildung 47 dargestellt. Die Gruppierung der Legende basiert auf den unterschiedlichen Bremsverzögerungen. Der Einfluss des PPT ist eindeutig zu erkennen, da er für die gleiche Gruppierung nur eine geringere X-Verlagerung der jeweiligen Körperregion zulässt. Zumindest für den Kopf ist eindeutig zu erkennen, dass mit aktiviertem PPT nur Bewegungen in die negative Z-Richtung auftreten. Die Vor- und Rückverlagerungen des Dummy-Kopfes liegen für alle Pre-Crash Phasen zw. -38 mm und 211 mm. Die maximal rückwärtsgerichtete, negative Auslenkung in X wird vom PPT ohne Bremsverzögerung verursacht und ist mit der Steifigkeit der Rückenlehne begrenzt. Bei einer Bremsverzögerung von 0.6 g und aktiviertem PPT kann für den Dummykopf ebenfalls eine größere negative Auslenkung festgestellt werden. Alle weiteren Konfigurationen liegen im positiven Bereich.

Der Thorax des Dummys weist eine Auslenkung zwischen -13 mm und 90 mm auf. Der Pelvis liegt zwischen -7 mm und 58 mm, wobei nur die Pre-Crash Phase mit PPT = 300 N und keiner Bremsverzögerung eine rückwärtsgerichtete Auslenkung hervorruft. Durch den initial bestehenden Kontakt mit der Rückenlehne ist diese jedoch im Vergleich zu den Vorverlagerungen der Körperregionen sehr gering. Aus den Trajektorien ist ebenfalls zu erkennen, dass sich die Körperregionen Thorax und Pelvis aufgrund der direkten Ankopplung mit dem Gurt im Verlauf der Pre-Crash Phase annähernd bei der ersten MV einpendeln und sich nicht signifikant verringern. Beim Kopf hingegen ist aufgrund des Verhaltens des eingesetzten Dummys ein

starkes Rückfedern zu beobachten, bei dem sich die Auslenkung bis zum erneuten Wendepunkt fast um die Hälfte verringert (zum Beispiel: Kopf bei 3 g mit PPT bei Z = circa - 8 mm und X = circa 65 mm). Dieser Abschnitt ist jedoch irrelevant für den weiteren Verlauf, da die Trajektorie nur bis zur absolut betrachtet maximalen/minimalen Verlagerung des Kopfes in X-Richtung in die kombinierte Berechnung übernommen wird und somit den Rebound für den Kopf ausnimmt. Die Daten der Trajektorien stammen von dem Basisknoten des eingeführten Führungssystems der Körperregionen in der Pre-Crash Phase (Tabelle 23) und können somit für andere Knoten der jeweiligen Körperregionen ein verändertes Bild aufweisen. Der Trend der drei Körperregionen bleibt dabei jedoch erhalten.

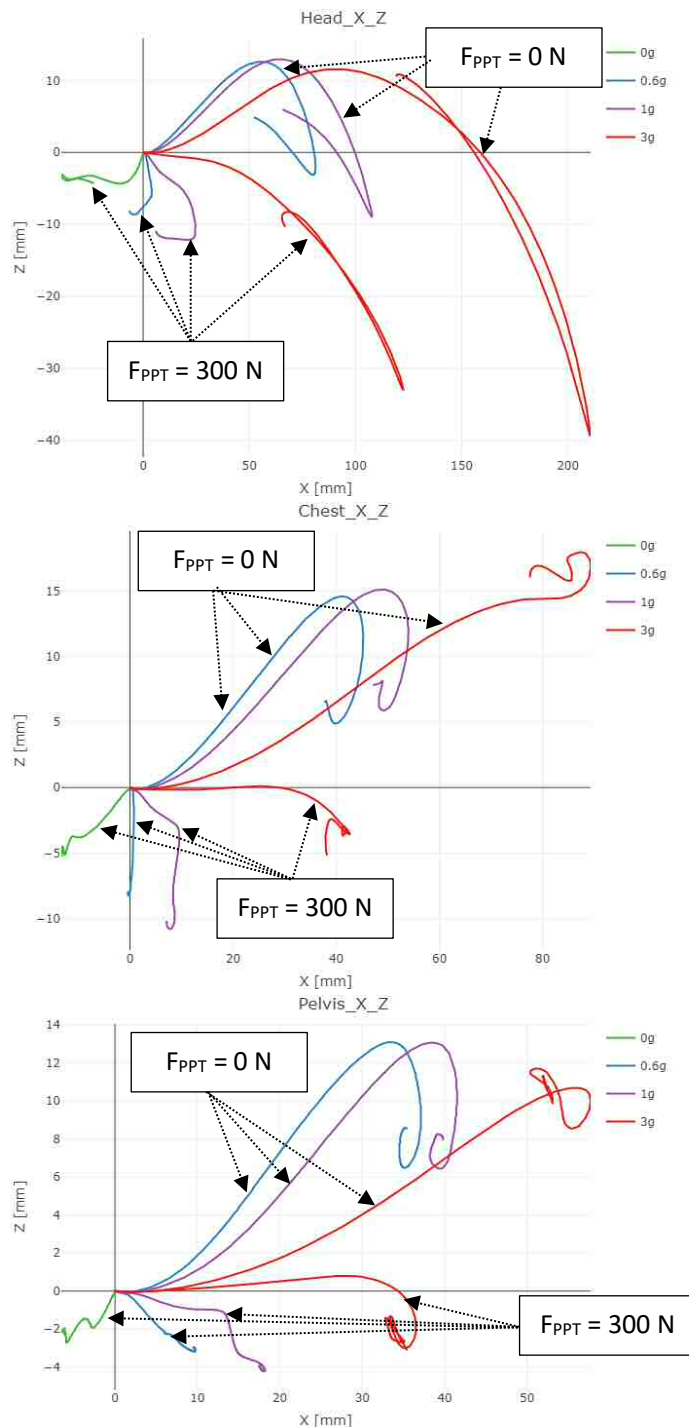


Abbildung 47: Verlagerung des Kopfes, des Thorax und des Pelvis für den H305 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) in 300 ms Pre-Crash.

Die Einbettung der Ergebnisse in ein aus den Knoten des Modells erzeugtes Flächenmodell ergibt die Darstellung in Abbildung 48. Es stellt eine einfache Visualisierung der Ergebnisse dar, bei der die Problematik der Vorverlagerung in den vorderen Positionen ersichtlich wird. Es kann in der Entfaltungsphase des Airbags ein Kontakt („Anschluss“) des Airbags mit dem Dummy erfolgen, was auch in der Literatur beschrieben wird. Dieser Kontakt kann je nach Abstimmung des Airbags einen starken Einfluss auf die Verletzungskriterien hervorrufen und wird im Kritikalitätsraum beschrieben. Zumindest die mit 3 g berechneten MV sowie die der 1 g Pre-Crash Phase ohne PPT Kraft (0 N) liegen bereits ohne weitere Vorverlagerung, die in der In-Crash Phase durch die Pulsbelastung auftritt, in dem Entfaltungsraum des Airbags. Durch die Vorverlagerung im In-Crash können weitere Insassenzustände diesen Punkt bereits frühzeitig überschreiten. Ergebnisse der Literatur aus Tabelle 5 lassen auf einen mittleren Vorverlagerungsweg von maximal für 232 mm schließen. Auf die Statur der Insassen wurde nicht eingegangen, somit kann dieser Wert abweichen, da mit zunehmender Größe des Insassen durch die Rotation um den Pelvis die Verlagerung zunimmt. Zusätzlich beeinflusst die Gurtspernung der Pre-Crash Phase in Auszugsrichtung das Ergebnis. In der Simulation ist diese immer aktiv.

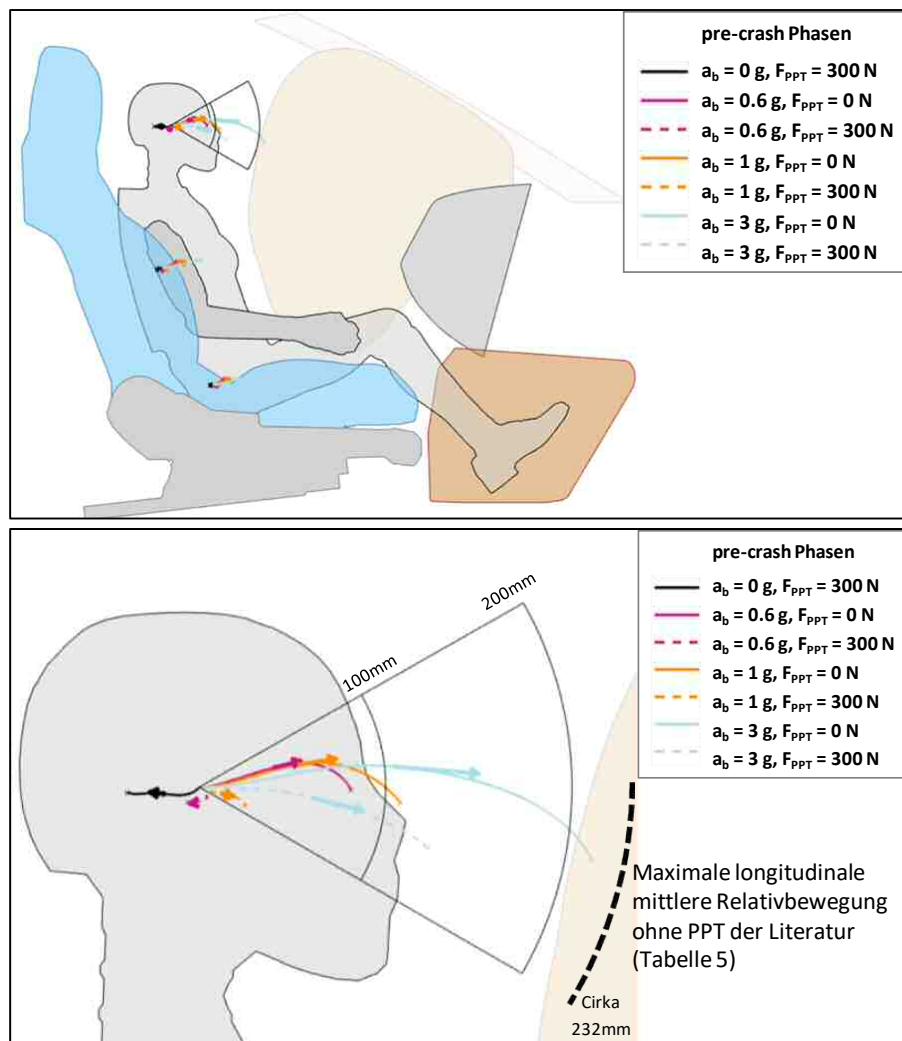


Abbildung 48: Darstellung der X-Z Trajektorien des H305 Kopfes, Thorax und Pelvis im Flächenmodell des generischen Innenraummodells bis zu den ersten Extrema der Verlagerung in X-Richtung in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) mit dem voll entfalteten Airbagmodell (Radiuszeichnung des Kreissegments in 100 mm Schritten).

In Tabelle 34 sind die Extrema der Auslenkungen der ausgewählten Knoten der Körperregionen, um die Grenzen des Aufenthaltsraumes zu erfassen, zusammengefasst. Mit den ausgesuchten Parametern kann

bereits ein der Literatur entsprechender Raum, der die beschriebenen Ausmaße der Literaturrecherche annähernd aufspannt und somit für die im Kritikalitätsraum kombinierte Berechnung genügend Information zur Verfügung stellt. Die absoluten Werte der Verlagerung hängen jedoch zeitlich nicht miteinander zusammen. Es wäre somit leicht möglich, auch auf die Extrema der Thorax- oder Pelvis-Verlagerung einzugehen, die dementsprechend wiederum eine bestimmte, hier nicht angeführte Position, der anderen Körperregionen mit sich bringt.

Tabelle 34: Relativwerte der Verlagerung des H305 Dummys in den Pre-Crash Phasen in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) im Vergleich zur Baseline der Standard-Sitzeinstellung ohne Pre-Crash Phase. Die Plots inkludieren alle Werte einer Spalte.

Pre-Crash Parameter	Extremum der Verlagerung des Kopfes in X [mm]		Extremum der Verlagerung des Thorax in X [mm]		Extremum der Verlagerung des Pelvis in X [mm]	
$a_b = 0 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-38.5		-13.3		-6.5	
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	81.2		45.2		37.1	
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-6.3		0.8		9.8	
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	107.8		54		41.5	
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	24.7		9.6		18.2	
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	210.7		89.3		57.7	
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	122.5		42.6		36.5	

In Tabelle 35 sind für die Bestimmung der Dynamik die Relativgeschwindigkeiten des Kopfes in X-Richtung und Z-Richtung eingetragen. Dabei ist zu erkennen, dass die Z-Geschwindigkeit, bis auf die 0.6 g Bremsverzögerung mit PPT, deutlich geringer ist (im Mittel der Simulationen für die Ps000 Sitzeinstellung ohne der 0.6 g Bremsverzögerung mit aktiviertem PPT 19 % bezogen auf v_{rel_X}). Die Y-Komponente ist bei Simulationen der longitudinalen Bremsverzögerung vernachlässigbar klein und wird hier nicht weiter betrachtet. Die X-Relativgeschwindigkeit erreicht bei 1 g ohne PPT 1.0 m/s. Nur die zwei 3 g Simulationen der Untersuchungsmatrix liegen bei größer 1 m/s, ohne PPT bereits über 2 m/s nach circa 100 ms Pre-Crash Phase und können aufgrund der stark erhöhten Bremsverzögerung in der Realität, zum Beispiel ohne Gurt (freifliegender Körper) und mit 1 g erst nach circa 215 ms, erreicht werden. Dies würde theoretisch, zeitlich und mit einer entsprechenden Gurtlose zu erreichen sein, da ein Freiflugweg von nur 225 mm benötigt wird, der im Innenraum auf der Beifahrerseite vorhanden ist. An der 3 g Simulation mit deaktiviertem PPT zu erkennen, ist diese Vorverlagerung auch annähernd zu erreichen. In diesem Fall ist die X-Relativgeschwindigkeit bei 211 mm Vorverlagerung (Tabelle 34) jedoch 0 m/s.

Tabelle 35: Extrema der Relativgeschwindigkeit des Kopfes in X und Z zum Fahrzeug, für den H305 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Plots inkludieren alle Werte einer Spalte.

Pre-Crash Parameter	Extremum der v_{rel} des Kopfes in X [m/s]		Extremum der v_{rel} des Kopfes in Z [m/s]	
$a_b = 0 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-0.4		0.04	
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.7		0.12	
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-0.1		0.05	
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	1.0		0.17	
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.3		0.06	
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	2.3		0.41	
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	1.4		0.20	

In Tabelle 36 sind die Relativgeschwindigkeiten in X für die drei Körperregionen (Kopf, Thorax und Pelvis) eingetragen. Nur für die Simulation mit aktiviertem PPT und keiner Bremsverzögerungen sind alle Extrema der Relativgeschwindigkeiten rückwärtsgerichtet. Bei der Simulation mit 0.6 g und aktiviertem PPT weist nur mehr der Kopf eine absolut niedriger Geschwindigkeit als das Fahrzeug auf. Diese negative Relativgeschwindigkeitsänderung relativ zum Fahrzeug bedeutet einen Abbau der kinetischen Energie des Insassen, was grundsätzlich positiv zu bewerten ist, da der Dummy eine geringere kinetische Energie aufweist. Die Distanz zu den weiteren Rückhaltesystemen (zum Beispiel: Beifahrer-Airbag) wird jedoch vergrößert, wenn diese nicht adaptiv darauf eingestellt werden können. Eine dadurch mögliche spätere Ankopplung an das Rückhaltesystem stellt in weiterer Folge eine ineffiziente Ausnutzung des erzeugten Verzögerungsweges im Innenraum auf, da die Geometrie des entfalteten Airbags gleichbleibt. Welchen Einfluss diese Änderungen des Insassenzustands aufweisen wird, ist Thema des Kritikalitätsraumes (Kapitel 9).

Tabelle 36: Extrema der Relativgeschwindigkeit von Kopf, Thorax und Pelvis in X zum Fahrzeug, für den H305 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Plots inkludieren alle Werte einer Spalte.

Pre-Crash Parameter	Extremum der v_{rel} des Kopfes in X [m/s]	Extremum der v_{rel} des Thorax in X [m/s]	Extremum der v_{rel} des Pelvis in X [m/s]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-0.4	-0.2	-0.1
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.7	0.5	0.4
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-0.1	0.1	0.2
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	1.0	0.6	0.5
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.3	0.2	0.3
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	2.3	1.3	1.1
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	1.4	0.8	0.8

Als weiterer Punkt der Betrachtung der Pre-Crash Phase der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) werden die Rotationen der Körperregionen in Tabelle 37 evaluiert. Die größten Änderungen sind hierbei in den nicht direkt vom Gurt „kontrollierten“ Körperregionen zu verzeichnen. Der Kopf erreicht dabei eine Änderung von knapp 50 Grad bei 3 g und deaktiviertem PPT, gefolgt von der 3 g Simulation mit dem aktivierten PPT von 33.7 Grad. Die restlichen Pre-Crash Manöver liegen deutlich darunter und erreichen bei 1 g Bremsverzögerung ohne PPT einen Wert von maximal 21.2 Grad. Der Thorax erreicht immerhin noch 10 Grad, der Pelvis hingegen liegt im Maximum der Rotation mit 4.5 Grad bei circa der Hälfte des Thorax, für Bremsverzögerungen kleiner gleich 1 g kann die Pelvisrotation jedoch größer als die Thoraxrotation sein. In Kombination mit der X-Verlagerung wird der Insassenzustand, im Detail der Kopf, unter Berücksichtigung eines Airbagkontakts starken Einfluss auf die Kopfbeschleunigungen nehmen und vor allem durch die signifikante Rotation die Nackenwerte maßgeblich beeinflussen (Druck-, Zug- und Scherkraft sowie die Nackenmomente). Durch die starke Vorverdrehung ist dabei eine größere Druckbeanspruchung zu erwarten.

Tabelle 37: Extrema der Rotation von Kopf, Thorax und Pelvis um Y, für den H305 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Plots inkludieren alle Werte einer Spalte.

Pre-Crash Parameter	Extremum der Rotation des Kopfes um Y [Grad]	Extremum der Rotation des Thorax um Y [Grad]	Extremum der Rotation des Pelvis um Y [Grad]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-8.6	-2.2	-1.9
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	14.1	2.8	-3.2
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	3.4	-2.1	-3.1
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	21.2	4.2	-3
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	8.1	-1.7	-4.5
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	49.7	10	-0.6
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	33.7	3.9	-3.8

Als letzter Parameter der Evaluierung der Pre-Crash Phase zeigen die Gurtkräfte, dargestellt in Abbildung 49, die zeitliche Einwirkung des PPT in der Pre-Crash Phase. Da die 300 N Zugkraft des Gurtes am Schultergurt-Retraktor in der B-Säule verbaut wirken, wird durch den Reibungseinfluss am Umlenker in der B-Säule der Fahrgastzelle das Niveau bei FB3 (zw. Umlenker und Schulter) mit circa 160 N annähernd auf die Hälfte reduziert. Die Ankopplungszeit des Insassen wird jedoch signifikant verkürzt. Für die drei Bremsverzögerungen mit deaktiviertem PPT liegen die Ankopplungszeiten bis zum gleichen Kraftniveau bei FB3 mit circa 125 ms (0.6 g), circa 95 ms bei (1 g) und 50 ms (3 g) nach dem Beginn der Pre-Crash Phase und ermöglichen es dem Insassen, in dieser Zeit eine stark verlagerte Position im Innenraum einzunehmen. Es ist ebenfalls zu erkennen, dass die 1 g und 3 g Pre-Crash Phase das Kraftlimit des PPT übersteigt, was der Trägheit des Dummies zuzuschreiben ist und der PPT in Auszugsrichtung sperrt, also keinen Gurt freigibt. Dies gilt auch für die 0.6 g Variante ohne PPT, verursacht durch die Relative Bewegung des Dummies zum Fahrzeug. Der PPT kann die gestellte Anforderung der gleichzeitigen TTF mit dem Beginn der Bremsverzögerung erfüllen und auch der Anstieg auf das maximale Niveau in den ersten 10 ms kann mit dem eingesetzten Modell erreicht werden.

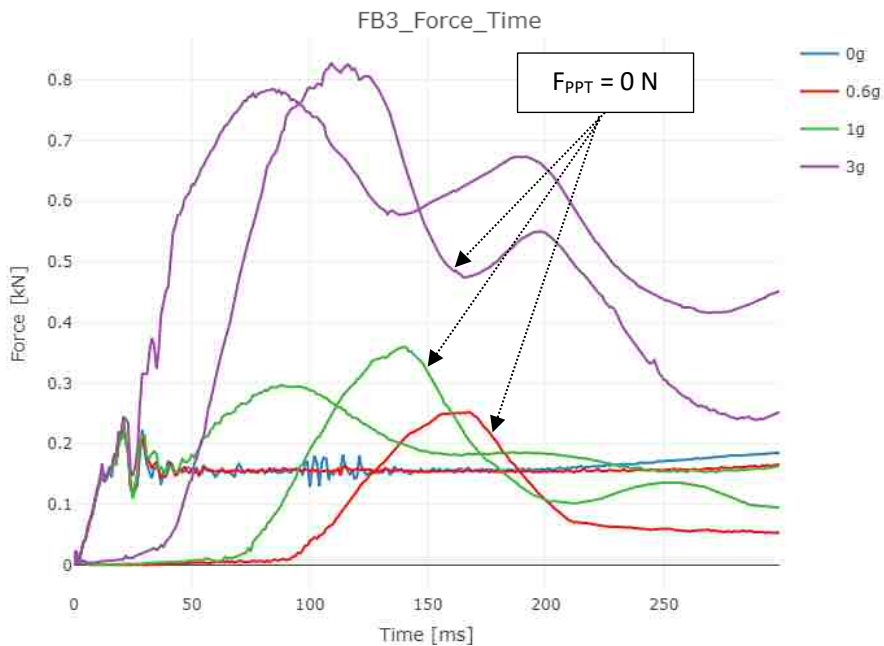


Abbildung 49: Schultergurt-Kraftverläufe in der Pre-Crash Phase für den H305 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Gruppierung nach unterschiedlichen Bremsverzögerungen für zwei F_{PPT} Niveaus.

8.1.2 Der Aufenthaltsraum des H305 Dummys und Auswahl der Insassenzustände für den In-Crash

Nachdem der Aufenthaltsraum der drei definierten Sitzeinstellungen (die zwei rückwärts verschobenen Sitzeinstellungen sind im Appendix 14.1 beschrieben) des H305 Dummys analysiert und relevante Einflussgrößen ermittelt wurden, werden die zur weiteren Berechnung des Kritikalitätsraums heranzuziehenden Insassenzustände in Form des Aufenthaltsraums zusammengefasst. Aus Abbildung 50 ist ersichtlich, dass die Insassenzustände bei t_0 die notwendige Randbedingung für den Kritikalitätsraum darstellen. Die In-Crash Phase wird in diesem Schritt der Berechnung der gekürzten Pre-Crash Phase angehängt.

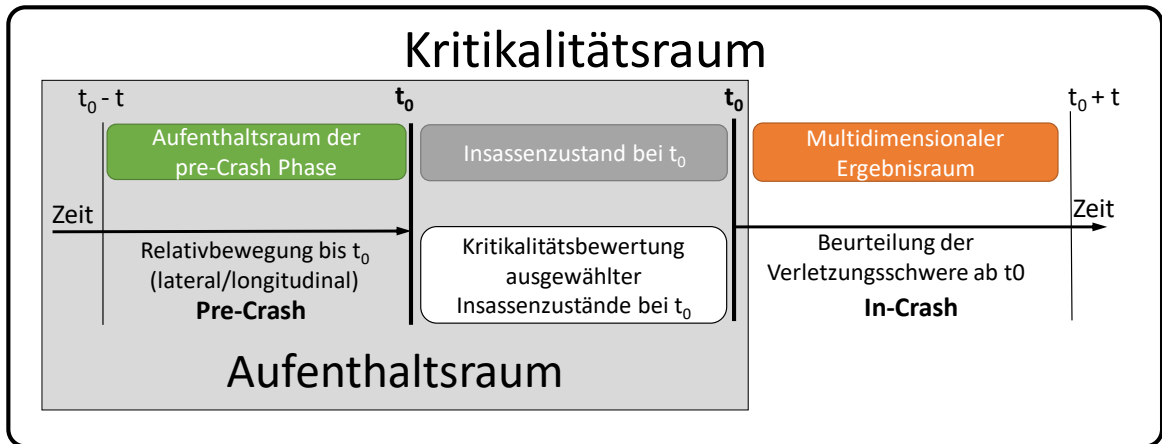


Abbildung 50: Der Aufenthaltsraum und die Insassenzustände bei t_0 im Kritikalitätsraum

Da es eine Vielzahl an möglichen Insassenzuständen zur Kritikalitätsbestimmung im Aufenthaltsraum gibt, werden Limitierungen für die Untersuchungen im Kritikalitätsraum zur Relevanz der Ergebnisse getroffen. Wie bereits erwähnt ist die MV von großem Interesse, da in diesen Fällen eine ungünstig erscheinende Körperhaltung des Insassen auftritt. Dabei handelt es sich um die geometrisch größte Abweichung des Insassenzustands zu der in den Crashnormen vorgeschriebenen Ergebnisse der Einsatzprozedur des Dummys. Das auf diese definierten Randbedingungen abgestimmte RHS wird durch die Vorverlagerung auf dessen Robustheit gegen Änderungen des Insassenzustands evaluiert. Vom Aufenthaltsraum wird zunächst der Insassenzustand mit der MV des Kopfes gewählt. Der zweite kritische Insassenzustand muss die für die Dynamikanforderungen geforderten Größen berücksichtigen und soll somit eine höhere Relativgeschwindigkeit zum Fahrzeug aufweisen und wird maßgeblich von der Rückhaltewirkung des Gurtes beeinflusst. Ausgehend von den Ergebnissen liegt die maximale Relativgeschwindigkeit des Kopfes für die 1 g Bremsverzögerungen ohne PPT bei circa 1 m/s und für die 3 g Pre-Crash Phase bei bis zu 2.7 m/s annähernd bei der HMV des Kopfes. Dies bringt zusätzlich, zur Dynamik, ebenfalls eine weitere gute Aufteilung der Insassenzustände im Kritikalitätsraum. Der geringfügige Unterschied der beiden Zeitpunkte ist in Abbildung 51 für die Standard-Sitzeinstellung (Ps000) im Diagramm visualisiert. Werden die Pre-Crash Phasen mit 0.6 g und 300 N PPT Kraft aufgrund der sehr niedrigen Relativgeschwindigkeit von 0.1 m/s beziehungsweise 0.3 m/s in der Pr225 Position vernachlässigt, weisen die übrigbleibenden Phasen eine maximale Abweichung von maximal circa 10 ms zur HMV auf. Bezugnehmend auf den Verlauf der Relativgeschwindigkeiten und der Abweichung von 10 ms errechnet sich eine Abweichung von maximal 6 % der Relativgeschwindigkeit bei HMV im Vergleich zur maximalen Relativgeschwindigkeit. Diese geringe Abweichung ist für die zu bearbeitende Problemstellung kein relevanter Einflussfaktor. Die HMV ist somit ein durchaus geeigneter Insassenzustand für weitere Untersuchungen, der eine große Dynamik aufweist.

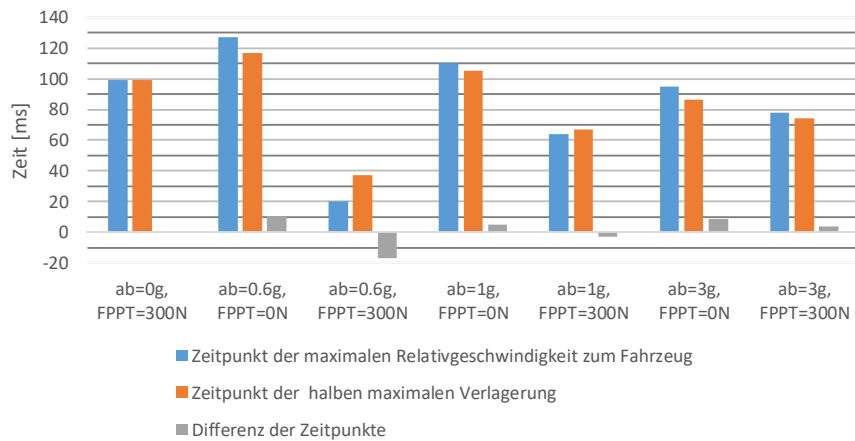


Abbildung 51: Vergleich des Zeitpunkts der halben maximalen/minimalen Verlagerung und dem Zeitpunkt der maximalen Relativgeschwindigkeit in der Standard-Sitzeinstellung für alle sieben Pre-Crash Phasen.

Der Aufenthaltsraum des H305 Dummys erstreckt sich damit unter Berücksichtigung aller Ergebnisse (die nicht Standard Sitzeinstellungen sind im Appendix 14.1 beschrieben) in longitudinaler Richtung (X) im Fahrzeuginnenraum auf einen Bereich von circa 455 mm, der sich wie folgt zusammensetzt:

- Circa 367 mm mit aktiviertem PPT
- Circa 436 mm ohne PPT

Die zu untersuchenden Insassenzustände verteilen sich, wie in Abbildung 52 dargestellt, auf den Aufenthaltsraum und können überlagert mit der Kritikalität zu einer detaillierten Bewertung der Insassenzustände bei t_0 führen. Die Diagramme sind aufgeteilt in:

- Maximale/minimale Verlagerung ohne und mit PPT
- Halbe maximale/minimale Verlagerung ohne und mit PPT

Die Verlagerungen der einzelnen Pre-Crash Phasen beziehen sich dabei auf die Kopfposition des H350 Dummys in der initialen Position bei Ps000 (0 mm in X). Der H305 Dummy in den drei initialen Lagen der Sitzeinstellungen liegt dabei zweimal vor dem H350 in der initialen Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Nur die Pr225 Position des H305 Dummys liegt hinter der initialen Baseline der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) des H350 Dummys. Die jeweils drei Punkte der MV und HMV ohne PPT beziehungsweise vier Punkte der MV und HMV können den definierten Bremsverzögerungen zugeordnet werden, wobei größere Verlagerungen einer höheren Bremsverzögerung entsprechen (0 g, 0.6 g, 1 g und 3 g). Dies ist im ersten Diagramm des H305 Dummys für die maximale Verlagerung ohne PPT für alle Sitzeinstellungen eingezeichnet (für 0 g, 0.6 g, 1 g und 3 g).

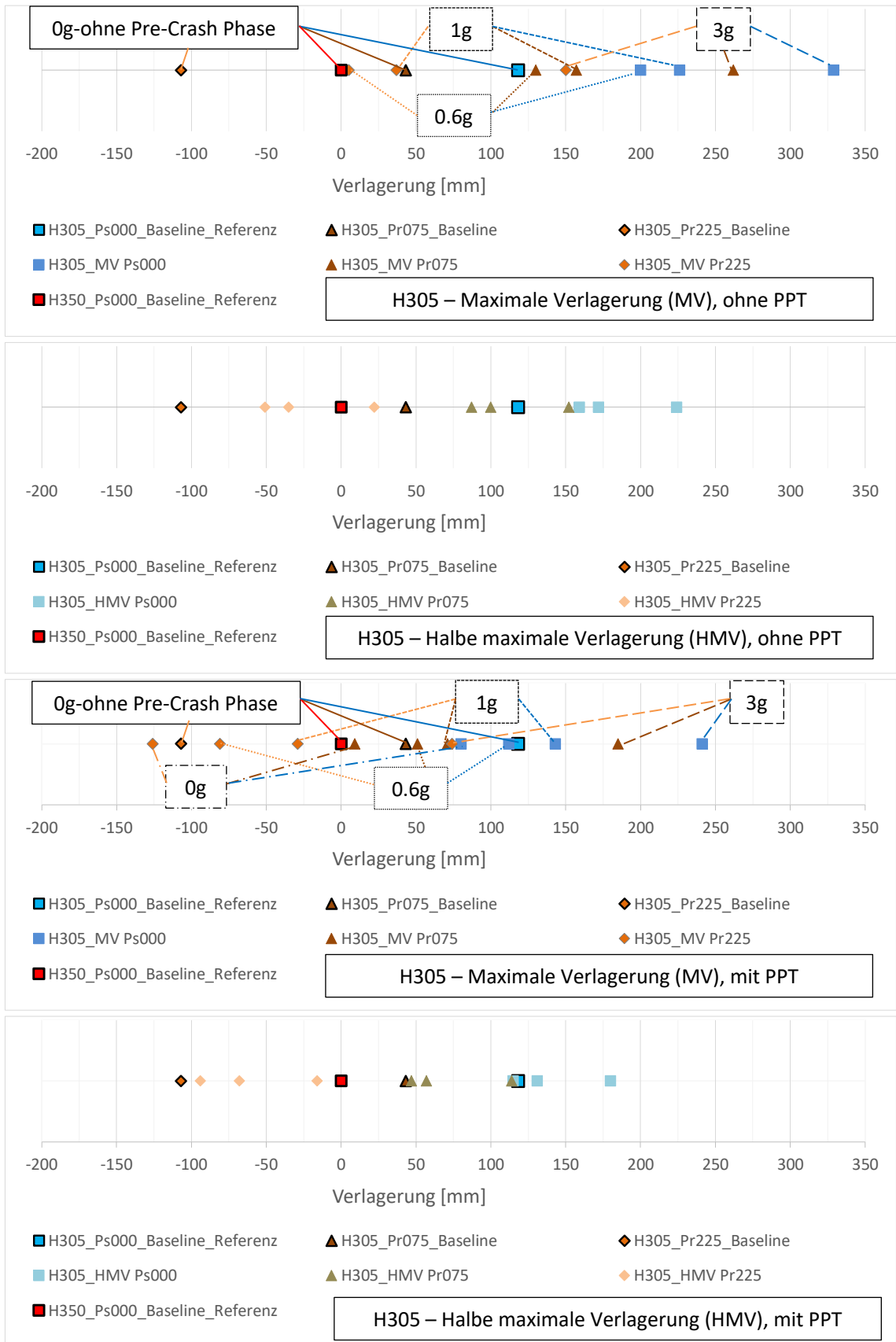


Abbildung 52: Insassenzustände des H305 Dummies, bezogen auf die Kopfposition bei t_0 in der Fahrzeuginnenachse (X) des H350 Referenz-Lastfalls in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000).

Auswahl der Insassenzustände für den Crashbeginn

Nachdem der Aufenthaltsraum des Insassen bekannt ist, müssen die Übergabeparameter der vorhandenen Trajektorien für den In-Crash aus den analysierten Simulationen bestimmt werden. Die selektierten Insassenzustände des Aufenthaltsraumes sind die MV des Kopfes (annähernd ein Gleichgewichtszustand) und die HMV des Kopfes (annähernd die maximale Relativgeschwindigkeit des Kopfes als relevante Größe). Die definierten t_0 Übergabezeitpunkte des H305 Dummys für den In-Crash, zur gekoppelten Berechnung der Pre- und In-Crash Phase, werden mit den getroffenen und evaluierten Randbedingungen und Limitierungen in Tabelle 38, Tabelle 39 und Tabelle 40 zusammengefasst. Als zusätzlicher Parameter zu den bereits bekannten Größen ist in den Tabellen ein „Identifizier“ für den in Kapitel 7.1 eingeführten Airbagkontakt-Wegpunkt (AK-WP) enthalten. Dieser kennzeichnet mit Ja (J) / Nein (N) die Überschreitung des Anprallpunktes am entfalteten Airbag der In-Crash Phase und identifiziert somit diejenigen Insassenzustände der Pre-Crash Phase, die diesen Punkt bereits überschritten haben. In der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) sind es vier ausgewählte Insassenzustände der Pre-Crash Phasen, die diesen Wegpunkt überschreiten und in der gekoppelten Berechnung ohne einer Innenraumsensorik zur Änderung der Rückhaltesystem-Parameter bereits frühzeitig einen Airbagkontakt in der Entfaltungsphase aufweisen werden. In der Pr075 Sitzeinstellung ist es noch ein verbliebener Insassenzustand, der den Wegpunkt überschreitet, während die Pr225 Sitzeinstellung nicht an diesen Punkt herankommt. In weiterer Folge müssen in der Kritikalitätsuntersuchung die Insassenzustände identifiziert werden, die, verursacht durch die Verlagerung des Kopfes, diesen Wegpunkt in der Pre-Crash Phase nicht überschritten haben, diesen jedoch vor der vollen Entfaltung des Airbags erreichen.

Für die X-Verlagerung des Kopfes ist durch die Definition des zweiten Insassenzustandes (HMV) der Mittelwert der Verlagerungen bei 50 % der maximalen/minimalen Verlagerungen.

Beispielsweise für die Kopfverlagerung in X

$$\sum_{k=0}^n \left(\frac{X_{Kopf,HMV_k}}{X_{Kopf,MV_k}} \right) * \frac{1}{n} \quad (\text{Formel 10})$$

Für den Thorax und Pelvis ändert sich dies signifikant. Die Mittelwerte aller Abweichungen der Verlagerungen der zwei Körperregionen der HMV liegen im Vergleich zu den Insassenzuständen der MV bei 82 % für den Thorax und bei 91 % für den Pelvis. Damit befinden sich der Thorax und der Pelvis bereits nahe an den Positionen der ausgewählten Insassenzustände der MV. Im Fall des Pelvis kann für einige Pre-Crash Phasen die Position der MV mit einer größeren Verlagerung (näher am Maximum) überschritten sein, was bedeutet, dass der Pelvis erst nach dem Zeitpunkt der HMV des Kopfes in den Rebound wechselt. Der Mittelwerte aller Abweichungen der Kopffrotation liegt zu diesem Zeitpunkt erst bei 20 % der maximalen Rotation der Insassenzustände in der MV. Somit ist der H305 Dummy in der HMV in allen Sitzeinstellungen in einer aufrechten Position mit einer maximalen Rotation des Kopfes von kleiner 10 Grad.

Als zweite Analyse der dargestellten Daten werden diese mit den Extrema aus den Kapiteln der Sitzeinstellungen verglichen (beispielsweise Tabelle 34, Kapitel 8.1.1). Es werden wiederum die Mittelwerte der MV und HMV Pre-Crash Phasen ermittelt und die Abweichung der ausgewählten Insassenzustände zu den Extrema berechnet.

Beispielsweise für die Kopfverlagerung in X

$$1 - \sum_{k=0}^n \left(\frac{X_{Kopf_k}}{X_{Kopf_{Maximum_k}}} \right) * \frac{1}{n} \quad (\text{Formel 11})$$

Für den H305 Dummy ergibt sich daraus verständlicherweise eine Abweichung von 0 % für die MV und 50 % für die HMV, da diese zwei Positionen als Definition für die Insassenzustände bestimmt wurden. Für den Thorax liegt die Abweichung für die MV bei 7 %, für den Pelvis bei 9 %, für die Kopffrotation wiederum bei 0 % und die Relativgeschwindigkeit bei 100 %. Die ermittelten Abweichungen der HMV liegen für den Thorax bei 25 %, für den Pelvis bei 18 %, für die Kopffrotation bei 80 % und die Relativgeschwindigkeit bei 9 %.

Insassenzustände für den Crashbeginn:

Tabelle 38: Insassenzustände bei t_0 als Basis zur gekoppelten Berechnung im Kritikalitätsraum der Standard-Sitzeinstellung (Ps000), sowie der maximalen/minimalen und halben maximalen/minimalen Verlagerung bezogen auf die Baseline der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) ohne Pre-Crash Phase.

Insassenzustände bei t_0	Verlagerung des Kopfes in X [mm]	Verlagerung des Thorax in X [mm]	Verlagerung des Pelvis in X [mm]	Kopffrotation um Y [Grad]	v_{rel} des Kopfes in X [m/s]	AK- WP [J/N]
MV, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 300$ N	-38.5	-13.2	-6.2	-8.6	0	N
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	81.2	42.3	36.1	13.8	0	N
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	-6.3	-0.4	9.6	0	0	N
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	107.8	49.5	39.2	21.2	0	J
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	24.7	8.6	14.4	8	0	N
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	210.7	85	50.5	49.8	0	J
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	122.5	41.2	33.1	33.8	0	J
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	40.6	30.53	25.03	1.7	0.7	N
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	-3.15	0	9.4	1.1	-0.1	N
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	53.9	40.4	33.04	2.3	1	N
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	12.35	7.35	10.95	3.4	0.3	N
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	105.35	75.6	57.6	5.7	2.3	J
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	61.25	37.73	36.02	9.2	1.3	N

Tabelle 39: Insassenzustände bei t_0 als Basis zur gekoppelten Berechnung im Kritikalitätsraum der Pr075 Sitzeinstellung, sowie der maximalen/minimalen und halben maximalen/minimalen Verlagerung bezogen auf die Baseline der Pr075 Sitzeinstellung ohne Pre-Crash Phase.

Insassenzustände bei t_0	Verlagerung des Kopfes in X [mm]	Verlagerung des Thorax in X [mm]	Verlagerung des Pelvis in X [mm]	Kopffrotation um Y [Grad]	v_{rel} des Kopfes in X [m/s]	AK- WP [J/N]
MV, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 300$ N	-34.6	-11.5	-4.8	-7.4	0	N
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	86.6	44.3	36.4	14.3	0	N
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	7.3	2	5.6	2.9	0	N
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	113.3	52.2	40.5	21.8	0	N
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	27.4	9	13.7	8.6	0	N
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	218.1	89.2	52.8	51	0	J
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	141.9	47.1	30.8	38.4	0	N

HMV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	43.3	32.47	26.54	1.7	0.7	N
HMV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	3.65	1.4	4.4	2.3	0.1	N
HMV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	56.65	42.29	34.46	2.3	1	N
HMV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	13.7	8.27	11.17	3.4	0.3	N
HMV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	109.05	78.39	59.18	5.2	2.3	N
HMV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	70.95	41.89	34.6	9.2	1.5	N

Tabelle 40: Insassenzustände bei t_0 als Basis zur gekoppelten Berechnung im Kritikalitätsraum der Pr225 Sitzeinstellung, sowie der maximalen/minimalen und halben maximalen/minimalen Verlagerung bezogen auf die Baseline der Pr225 Sitzeinstellung ohne Pre-Crash Phase.

Insassenzustände bei t_0	Verlagerung des Kopfes in X [mm]	Verlagerung des Thorax in X [mm]	Verlagerung des Pelvis in X [mm]	Kopffrotation um Y [Grad]	v_{rel} des Kopfes in X [m/s]	AK- WP [J/N]
MV, $a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-19.5	-8.2	-7	-4.6	0	N
MV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	112	53.3	37.3	20.1	0	N
MV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	26	7.7	6.5	6.9	0	N
MV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	143.1	63.3	41.1	28.6	0	N
MV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	77.4	24.3	10.2	18.3	0	N
MV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	256.2	107	53.9	57.3	0	N
MV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	180.4	61.7	27.9	45.3	0	N
HMV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	56	40.09	31.05	2.9	0.8	N
HMV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	13	5.7	5.8	2.9	0.2	N
HMV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	71.55	51.6	39.32	3.4	1.1	N
HMV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	38.7	18.53	10.98	5.7	0.7	N
HMV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	128.1	90.27	61.9	4.6	2.6	N
HMV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	90.2	51.69	32.46	8	1.9	N

8.2 Aufenthaltsraum des H350 Dummys

Der zweite, in dieser Studie eingesetzte, Dummy ist größer und schwerer. Dadurch ist mit erhöhten Werten für die Verlagerung, die Gurtkräfte und die Rotationen der einzelnen Körperregionen zu rechnen. Für den H350 werden die vier initialen Sitzpositionen ebenfalls getrennt voneinander betrachtet. Erst im Fazit werden diese vier Ergebnisräume überlagert und die Insassenzustände für die weitere Verwendung im Kritikalitätsraum bestimmt. Im nachfolgenden Abschnitt der Arbeit wird, wie schon für den H305 Dummy, nur die Standard-Sitzeinstellung (Ps000) beschrieben. Alle weiteren vorwärts und rückwärts verschobenen Sitzeinstellungen (Pf050, Pr075, Pr150) sind im Appendix (14.2) beschrieben. Die ausgewählten Pre-Crash Phasen sind die gleichen, welche bereits beim H305 Dummy angewandt wurden und in Tabelle 41 enthalten sind.

Tabelle 41: Untersuchungsmatrix der ausgewählten Pre-Crash Manöver für den H350 Dummy in den vier Sitzeinstellungen die die in Abbildung 11 dargestellt sind.

Sitzpositionen r... rückwärts verschoben, s... standard, f... vorwärts verschoben	Pr150	Pr075	Ps000	Pf050
	Bremsverzögerung (a_b) und PPT-Kraftniveau (F_{PPT})	$a_b = 0.0 \text{ g} / F_{PPT} = 300 \text{ N}$		
$a_b = 0.6 \text{ g} / F_{PPT} = 0 \text{ N}$				
$a_b = 0.6 \text{ g} / F_{PPT} = 300 \text{ N}$				
$a_b = 1.0 \text{ g} / F_{PPT} = 0 \text{ N}$				
$a_b = 1.0 \text{ g} / F_{PPT} = 300 \text{ N}$				
$a_b = 3.0 \text{ g} / F_{PPT} = 0 \text{ N}$				
$a_b = 3.0 \text{ g} / F_{PPT} = 300 \text{ N}$				

8.2.1 Der Aufenthaltsraum des H350 Dummys in der Standard-Sitzeinstellung

Abbildung 53 enthält das Diagramm der Verlagerung (X-Z) des Kopfes, gruppiert nach den Bremsverzögerungen und dem PPT Niveau. Die Extrema der drei Körperregionen sind in Tabelle 42 gelistet. Dabei sind die zwei 3 g Bremsverzögerungen deutlich mit einer erhöhten Vorverlagerung des Kopfes, Thorax und Pelvis zu erkennen. Die Extrema für den Kopf stellen sich mit -27.6 mm in der Rückverlagerung und 262.9 mm in der Vorverlagerung ein. Für die Vorverlagerung wird bereits mit 50 mm Sitzverschiebung und der sich verändernden Gurtführung des Schultergurtes eine höhere Vorverlagerung erzielt. Der gleiche Effekt wurde bereits beim H305 Dummy aufgezeigt. Der Thorax liegt mit den Extrema bei -10.4 mm und 113.1 mm und ist damit mehr als die Hälfte geringer in der Verlagerung als der Kopf. Der Pelvis erreicht mit -3.7 mm nur einen vernachlässigbar geringen Wert in der Rückverlagerung und liegt in der Vorverlagerung bei maximal 64.4 mm. In den Pre-Crash Phasen mit PPT erfährt der Kopf bis zur maximalen/minimalen Vorverlagerung nur negative Z-Verschiebungen, erst im Rebound der 3 g Simulation findet er sich in einer zur initialen Lage erhöhten Position. Die maximale Änderung bleibt für alle Simulationen in die negative Z-Richtung kleiner 50 mm. Die Pre-Crash Phasen mit der geringsten Auslenkung sind die mit 0 g und 0.6 g Bremsverzögerung sowie aktiviertem PPT.

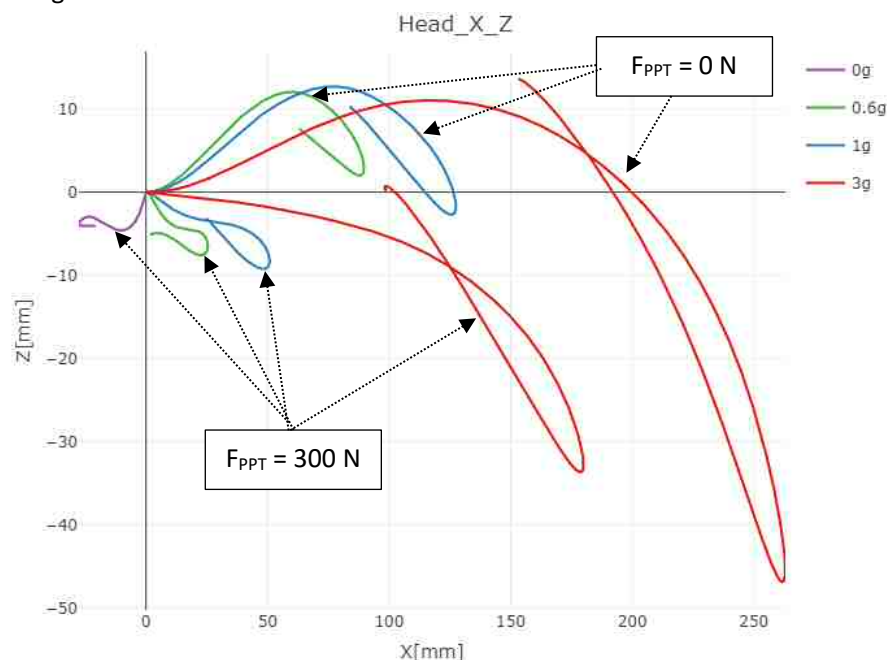


Abbildung 53: Verlagerung des Dummy-Kopfes für die ausgewählten Pre-Crash Manöver in der Sitzeinstellung Ps000 für die Gruppierung nach Bremsverzögerung und PPT Kraft.

Tabelle 42: Relativwerte der Verlagerung des H350 Dummys in der Pre-Crash Phase in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Plots inkludieren alle Werte einer Spalte.

Pre-Crash Parameter	Extremum der Verlagerung des Kopfes in X [mm]		Extremum der Verlagerung des Thorax in X [mm]		Extremum der Verlagerung des Pelvis in X [mm]	
$a_b = 0 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-27.6		-10.4		-3.7	
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	89.7		44.8		30.0	
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	25.5		8.3		9.5	
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	127.5		58.8		35.9	
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	50.9		18.5		16.3	
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	262.9		113.1		64.4	
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	180.0		68.6		45.5	

In Tabelle 43 sind die Extremwerte der X-Relativgeschwindigkeiten der Pre-Crash Phase in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) eingetragen. Die 1 g Phase liegt bei 1 m/s für den Kopf, bei 0.6 m/s für den Thorax und bei 0.4 m/s für den Pelvis. Der Unterschied zwischen dem Kopf und den zwei weiteren Körperregionen liegt bei circa $\pm 50 \%$. Zwischen dem Thorax und dem Pelvis ist im Mittel durch die direkte Gurtrückhaltung ein weitaus geringerer Unterschied erkennbar (im Mittel bei circa 23 %). Die Extremwerte der X-Relativgeschwindigkeiten liegen für den Kopf zwischen -0.2 m/s bis 2.7 m/s, für den Thorax zwischen -0.1 m/s bis 1.3 m/s und für den Pelvis zwischen -0.1 m/s bis 1.1 m/s.

Tabelle 43: Extrema der Relativgeschwindigkeit von Kopf, Thorax und Pelvis in X zum Fahrzeug für den H350 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Plots inkludieren alle Werte einer Spalte.

Pre-Crash Parameter	Extremum der v_{rel} des Kopfes in X [m/s]		Extremum der v_{rel} des Thorax in X [m/s]		Extremum der v_{rel} des Pelvis in X [m/s]	
$a_b = 0 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-0.2		-0.1		-0.1	
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.7		0.4		0.3	
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-0.2		0.1		0.1	
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	1		0.6		0.4	
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.5		0.2		0.3	
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	2.7		1.3		1.1	
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	1.8		0.9		0.8	

Tabelle 44 enthält die Rotationen der drei Körperregionen der Pre-Crash Phase in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Rotation für den Kopf liegt zwischen -5.6 Grad bis 54.6 Grad und ist in den vorverlagerten Insassenzuständen im Vergleich zur Pf050 Sitzeinstellung geringfügig erhöht oder mit einer Abweichung kleiner 1 Grad ähnlich der am weitest vorne gelegenen Initialposition. Der Thorax befindet sich in den Extremwerten zwischen -1.5 Grad bis +13 Grad, der Pelvis erreicht minimal und maximal zwischen -1.4 Grad bis 5.7 Grad. Sind es für den Kopf noch drei Pre-Crash Phasen mit einer kleineren Rotation als in der Pf050 Sitzeinstellung, werden es für den Thorax bereits vier und für den Pelvis fünf der sieben Pre-Crash Phasen. Eine Begründung liegt dabei im Kontakt der Füße mit dem Fußraum, der in der Pf050 Sitzeinstellung einen größeren Einfluss auf die Pelviskinematik ausübt.

Tabelle 44: Extrema der Rotation von Kopf, Thorax und Pelvis um Y für den H350 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Plots inkludieren alle Werte einer Spalte.

Pre-Crash Parameter	Extremum der Rotation des Kopfes um Y [Grad]	Extremum der Rotation des Thorax um Y [Grad]	Extremum der Rotation des Pelvis um Y [Grad]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-5.6	-1.5	-1.4
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	14.1	3.9	1.2
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	6.7	-1	-1.4
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	22.1	5.8	2.1
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	12	1.5	-1.3
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	54.6	13	5.7
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	40.2	7.6	1.9

Die Schultergurtkräfte in Abbildung 54 zeichnen einen ähnlichen Trend wie in der Pf050 Sitzeinstellung (vgl. Appendix 14.2.1), mit der Ausnahme, dass die Ankopplungszeiten an den Gurt zeitlich schneller erfolgen, auch wenn dies nur geringfügig früher geschieht. Bei der 3 g Bremsverzögerung ohne PPT fällt die zeitliche Verschiebung am geringsten aus. Dies wird ebenfalls durch die geringere Kontaktkraft des Dummies mit dem Fußraum begünstigt. Die maximalen Gurtkräfte liegen bei knapp 1.6 kN in der 3 g Pre-Crash Phase. Ein konstantes Niveau wird hier nur mehr von der 0 g Pre-Crash Phase gehalten, bereits die 0.6 Phase überschreitet das konstante Niveau bei circa 100 ms. Die zwei 1 g Pre-Crash Phasen erreichen Schultergurtkräfte zwischen 0.4 kN und 0.45 kN.

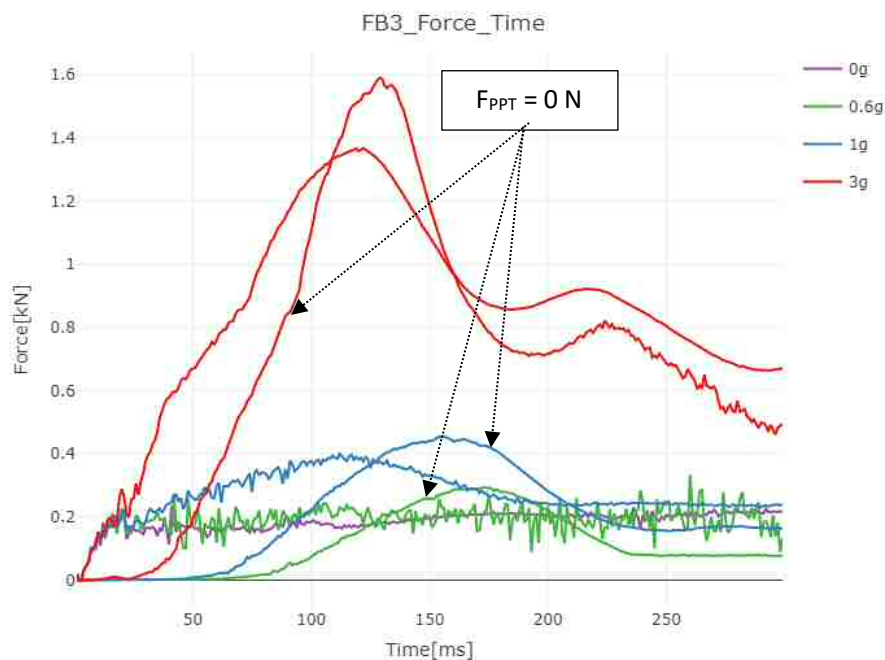
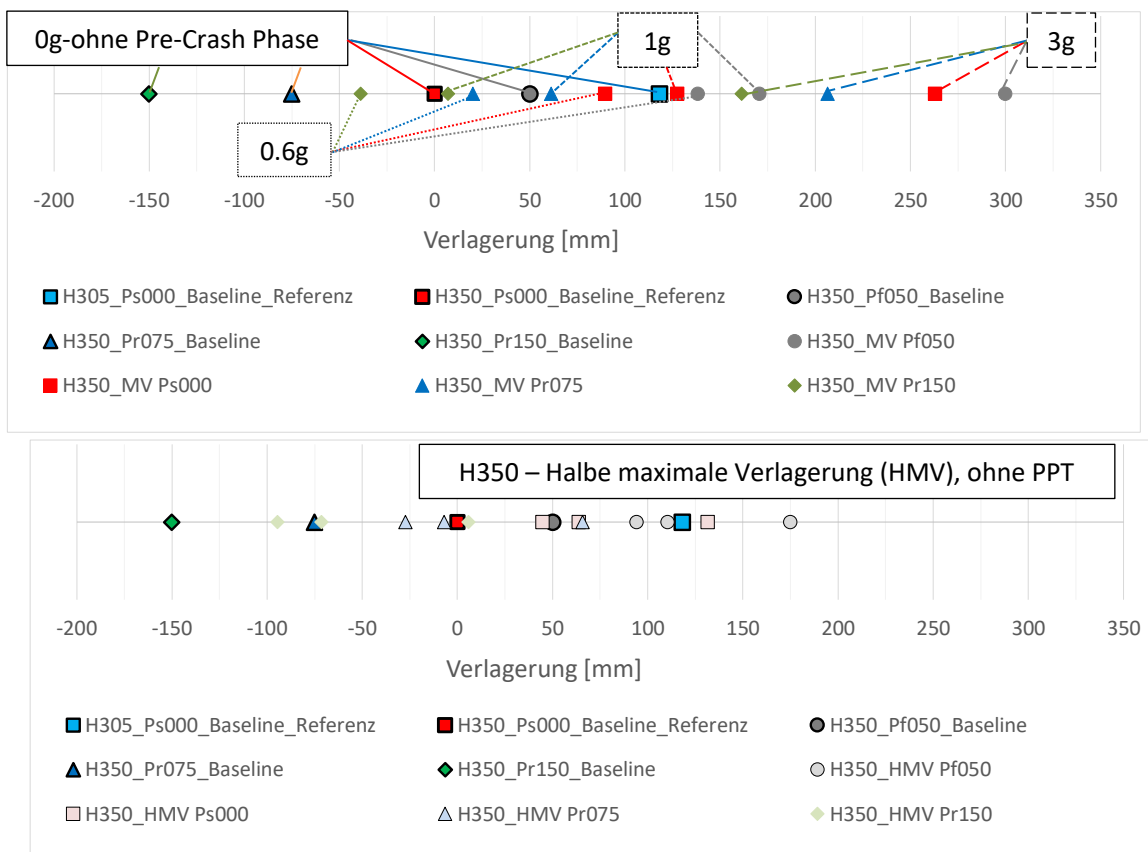


Abbildung 54: Schultergurt-Kraftverläufe in der Pre-Crash Phase, für den H350 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Gruppierung nach unterschiedlichen Bremsverzögerungen für zwei F_{PPT} Niveaus.

8.2.2 Der Aufenthaltsraum des H350 Dummies und Auswahl der Insassenzustände für den In-Crash

Nachdem die zuvor beschriebene Standard-Sitzeinstellung, die im Appendix (14.2) beschriebenen weiteren Sitzeinstellungen und die definierten Parameter des Aufenthaltsraumes des H350 Dummies analysiert vorliegen, werden die zu übergebenden Insassenzustände bei t_0 in einem letzten Schritt für die weitere

Analyse im Kritikalitätsraum (Kapitel 9) festgelegt. Wie zuvor bei dem H305 Dummy kommt es zu der Betrachtung der MV, die nicht von der Dynamik, dafür stark von den räumlichen Verhältnissen im Fahrzeuginnenraum abhängig ist. Die zweite ausgewählte Position wird gleich zur Vorgehensweise beim H305 Dummy mit der HMV bestimmt. Der H350 spannt, bezogen auf die maximalen/minimalen Verlagerungen, in den Pre-Crash Phasen einen Aufenthaltsraum auf, der auf der einen Seite durch die am weitest hinten gelegene Position und auf der anderen Seite durch die am weitest vorne gelegene Kopfposition definiert ist. Diese zwei Insassenzustände kommen aus den Pre-Crash Phasen der um 150 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung mit 3 g und 0 N PPT Kraft und der um 50 mm vorwärts verschobenen Sitzeinstellung mit 3 g und 0 N PPT Kraft, deren Kopfposition einen X-Distanz von - 166 mm und 299 mm relativ zur initialen Lage der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) aufweist. Der Bereich, in dem alle Kopfpositionen liegen, ist damit auf 465 mm aufgeteilt (in X). Der H305 Dummy im Vergleich, auch wenn dies durch die unterschiedlichen Sitzeinstellungen nicht direkt zulässig ist, erreicht einen Aufenthaltsraum von circa 455 mm (Kapitel 8.1.2). Für beide Insassenmodelle wurde mit der Auswahl der Positionen und Pre-Crash Phasen ein annähernd gleich großer Aufenthaltsraum erzeugt. Für den H350 reduziert sich der Aufenthaltsraum auf 386.4 mm (circa - 14 %), wenn nur die PPT Wirkung berücksichtigt wird. Mit deaktiviertem PPT reduziert sich der Aufenthaltsraum auf 450 mm, da der initiale Zustand in der Pr150 Position per Definition in Kapitel 7.6 mitberücksichtigt werden muss. Das Diagramm in Abbildung 55 zeigt die Verlagerungen aufgeteilt auf aktiven und deaktivierten PPT sowie der maximalen/minimalen Verlagerung und der halben maximalen/minimalen Verlagerung mit den generischen Initialpositionen (Baseline) der vier Sitzeinstellungen. Es ist zu erkennen, dass der PPT Einfluss den Aufenthaltsraum verkleinert und nach hinten verlagert. Der Null-Punkt der Verlagerung ist dabei von der initialen Position des H350 Dummys bei Ps000 bestimmt.



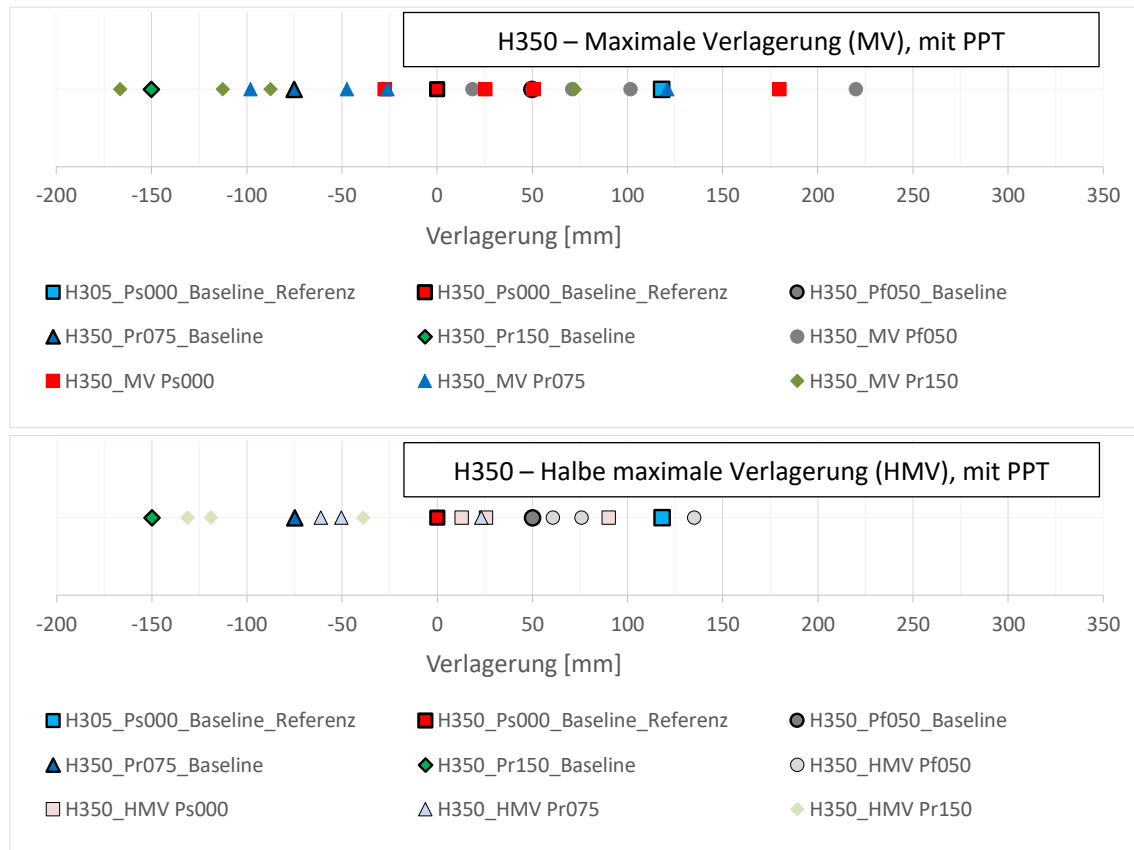


Abbildung 55: Zu untersuchende Insassenzustände des H350 Dummys, bezogen auf die Kopfposition bei t_0 in der Fahrzeuginnenachse (X) des H350 Referenz-Lastfalls in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Der Airbagkontakt-Wegpunkt der Referenz liegt bei ca. 180 mm.

Auswahl der Insassenzustände für den Crashbeginn

In einem nächsten Schritt werden die Insassenzustände der MV und HMV erfasst. Dafür werden die MV Werte des Kopfes in X, sowie deren 50 % Wert (HMV), herangezogen und damit aus den Ergebnissen die weiteren Werte der Insassenzustände bestimmt. Darunter fallen die zugehörigen Thorax- und Pelvis-Verlagerungen sowie die Kopffrotationen und Relativgeschwindigkeiten des Dummykopfes. Als zusätzliche Größe ist die Überschreitung des theoretischen Airbagkontakt-Wegpunktes (AK-WP) in der Pre-Crash Phase angeführt. Die Auswahl der Insassenzustände sagt noch nichts über deren Kritikalität im In-Crash aus, sie decken für die relevanten abzuleitenden Sensoranforderungen jedoch den maximalen/minimalen Bereich der Kriterien (Verlagerung, Rotation und Relativgeschwindigkeit) ab. Mit dem entwickelten methodischen Vorgehen ist es möglich, für eine spezifischere Untersuchung die dazwischenliegenden Bereiche ebenfalls zu analysieren. Tabelle 45, Tabelle 46, Tabelle 47 und Tabelle 48 enthalten alle Insassenzustände für die Sitzeinstellungen Pf050, Ps000, Pr075 und Pr150.

Wie beim H305 Dummy liegt die HMV des Kopfes durch die Definition dieses zweiten Insassenzustandes (HMV) bei 50 % der MV. Die Differenz zur maximalen/minimalen Verlagerung des Insassenzustandes, definiert durch den Kopf, ist für den Thorax und Pelvis des H350 ebenfalls signifikant. Die Verlagerungen der zwei Körperregionen der HMV liegen im Vergleich zu den Insassenzuständen der MV bei 85 % für den Thorax und bei 116 % für den Pelvis, berechnet wie in Formel 10 bei dem H305 Dummy beschrieben.

Damit befindet sich der Thorax bereits nahe an den ausgewählten Positionen der MV. Im Falle des Pelvis sind für alle Insassenzustände der halben maximalen/minimalen Pre-Crash Verlagerung die Positionen der MV überschritten. Die Kopffrotationen sind zu diesem Zeitpunkt erst bei 19 % der maximalen/minimalen Rotation des Insassenzustandes in der MV des Kopfes. Auch der H350 Dummy befindet sich in den HMV in

allen Sitzeinstellungen in einer aufrechten Position mit einer maximalen Rotation des Kopfes von kleiner 10 Grad.

Die zweite Analyse der dargestellten Daten beinhaltet die Extrema aus den Kapiteln der Sitzeinstellungen und vergleicht diese mit den Werten der zwei Insassenzustände in allen Pre-Crash Phasen. Es werden wiederum die Mittelwerte der Pre-Crash Phasen ermittelt und die Abweichung der ausgewählten Insassenzustände zu den beschriebenen Extrema, berechnet (wie in Formel 11 bei dem H305 Dummy beschrieben). Für den H350 Dummy ergibt sich daraus eine Abweichung von 0 % für die MV und 50 % für die HMV, da diese zwei Positionen als Definition für die Insassenzustände bestimmt wurden. Für den Thorax liegt die Abweichung für die MV bei 6 %, für den Pelvis bei 17 %, für die Kopfrotation wiederum bei 0 % und die Relativgeschwindigkeit bei 100 %. Die ermittelten Abweichungen der HMV liegen für den Thorax bei 19%, für den Pelvis bei 5 %, für die Kopfrotation bei 82 % und die Relativgeschwindigkeit bei 2 %. Wie beim H305 Dummy im Detail analysiert, ist auch beim H350 Dummy mit den Abweichungen der Relativgeschwindigkeiten zu erkennen, dass die HMV sehr gut mit dem Insassenzustand der maximalen Relativgeschwindigkeit übereinstimmt und zeitlich nahe liegt. Die Abweichung ist mit 2 % vernachlässigbar gering.

Insassenzustände für den Crashbeginn

Tabelle 45: Insassenzustände bei t_0 als Basis zur gekoppelten Berechnung im Kritikalitätsraum der Pf050 Position, sowie der maximalen und halben maximalen Verlagerung bezogen auf die Baseline der Pf050 Sitzeinstellung ohne Pre-Crash Phase.

Insassenzustände bei t_0	Verlagerung des Kopfes in X [mm]	Verlagerung des Thorax in X [mm]	Verlagerung des Pelvis in X [mm]	Kopfrotation um Y [Grad]	v_{rel} des Kopfes in X [m/s]	AK- WP [J/N]
MV, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 300$ N	-31.4	-10.2	-3.2	-6.6	0	N
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	88.2	37.6	18	14.3	0	N
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	21.1	5.9	6.3	5.9	0	N
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	120.7	51.6	28.3	20.9	0	N
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	51.8	16.8	13.1	12.6	0	N
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	249.7	102.5	55.4	51.4	0	J
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	170	62.5	39.1	38.3	0	J
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	44.1	29.5	21.7	2.4	0.7	N
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	10.6	5.2	7.3	2.5	0.2	N
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	60.3	40.7	30.2	3.8	1	N
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	25.9	15.3	15	3.4	0.5	N
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	124.9	85.4	62.2	7	2.4	N
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	85	50.8	42.1	9.3	1.7	N

Tabelle 46: Insassenzustände bei t_0 als Basis zur gekoppelten Berechnung im Kritikalitätsraum der Standard-Sitzeinstellung (Ps000), sowie der maximalen und halben maximalen Verlagerung bezogen auf die Baseline der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) ohne Pre-Crash Phase.

Insassenzustände bei t_0	Verlagerung des Kopfes in X [mm]	Verlagerung des Thorax in X [mm]	Verlagerung des Pelvis in X [mm]	Kopffrotation um Y [Grad]	v_{rel} des Kopfes in X [m/s]	AK- WP [J/N]
MV, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 300$ N	-27.6	-9.3	-2.1	-5.5	0	N
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	89.7	42.7	28.1	13.8	0	N
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	25.5	7.9	8.6	6.4	0	N
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	127.5	56.2	33.3	21.8	0	N
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	50.9	17.6	14.9	11.9	0	N
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	262.9	106.4	50.8	53.8	0	J
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	180	65.0	36	39.9	0	N
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	44.8	31.9	25	2.3	0.70	N
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	12.7	6.5	7.8	2.6	0.20	N
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	63.8	44.4	33.8	3.5	1.00	N
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	25.5	14.9	15	3.7	0.50	N
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	131.5	91.0	64.2	6.7	2.60	N
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	90	55.2	44.8	9	1.80	N

Tabelle 47: Insassenzustände bei t_0 als Basis zur gekoppelten Berechnung im Kritikalitätsraum der Pr075 Position, sowie der maximalen und halben maximalen Verlagerung bezogen auf die Baseline der Pr075 Sitzeinstellung ohne Pre-Crash Phase.

Insassenzustände bei t_0	Verlagerung des Kopfes in X [mm]	Verlagerung des Thorax in X [mm]	Verlagerung des Pelvis in X [mm]	Kopffrotation um Y [Grad]	v_{rel} des Kopfes in X [m/s]	AK- WP [J/N]
MV, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 300$ N	-22.9	-7.9	-2.5	-4.7	0	N
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	95.2	45.4	29.2	14.4	0	N
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	27.8	8.8	8.6	7	0	N
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	136.3	60.3	34.6	22.9	0	N
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	49	16	14.4	12.3	0	N
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	281.5	115.3	50.9	56	0	J
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	195.9	72.4	36.4	41.9	0	N
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	47.6	33.9	26.5	2.5	0.7	N
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	13.9	7.8	8.2	2.2	0.3	N
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	68.1	47.9	36.4	3.7	1.1	N
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	24.5	15.2	14.7	3.1	0.5	N
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	140.7	97.9	67.4	6.4	2.7	N
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	98	61.3	48.3	8.9	1.9	N

Tabelle 48: Insassenzustände bei t_0 als Basis zur gekoppelten Berechnung im Kritikalitätsraum der Pr150 Position, sowie der maximalen und halben maximalen Verlagerung bezogen auf die Baseline der Pr150 Sitzeinstellung ohne Pre-Crash Phase.

Insassenzustände bei t_0	Verlagerung des Kopfes in X [mm]	Verlagerung des Thorax in X [mm]	Verlagerung des Pelvis in X [mm]	Kopffrotation um Y [Grad]	v_{rel} des Kopfes in X [m/s]	AK- WP [J/N]
MV, $a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-16.4	-5.6	-2.3	-3.5	0	N
MV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	111.1	52.2	29.4	16.6	0	N
MV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	37.5	11.9	8.1	8.6	0	N
MV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	157.1	69.4	34.8	25.5	0	N
MV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	62.5	20.8	13.5	14.2	0	N
MV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	311.3	130	49.4	59.5	0	N
MV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	222.4	83.7	34.2	45.6	0	N
HMV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	55.5	38.7	28.9	3.1	0.8	N
HMV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	18.8	10.2	8.4	2.3	0.4	N
HMV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	78.5	54.2	38.3	4.3	1.1	N
HMV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	31.2	18.6	15.2	3.3	0.6	N
HMV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	155.7	107.1	68.3	6	2.9	N
HMV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	111.2	68.7	47.8	9.1	2.2	N

8.3 Zusammenfassung des Aufenthaltsraumes

In diesem Abschnitt wird basierend auf den Modellen aus Kapitel 6 und den Randbedingungen die Insassenzustände bei t_0 , die nachfolgend zur Kritikalitätsbestimmung heranzuziehen sind, ermittelt. Das Fazit zu den Ergebnissen kann wie folgt beschrieben werden:

- Mit beiden Dummies wurde ein maximaler Aufenthaltsraum in X von 495 mm aus sieben Insassenmodellen und sieben Pre-Crash Phasen aufgebaut (Abbildung 56).
- Die Aufenthaltsräume sind für beide Dummies aufgrund des ähnlichen Abstandes der vordersten und hintersten Sitzeinstellung ($\Delta x_{\text{Sitzeinstellung}} = 225 \text{ mm}$ des H305 Dummies und $\Delta x_{\text{Sitzeinstellung}} = 200 \text{ mm}$ des H350 Dummies) mit 455 mm für den H305 Dummy und 466 mm für den H350 fast ident.
- In der maximalen/minimalen Verlagerung in X stellt sich für den Kopf ein nahezu ruhender Zustand ein (geringe Z-Komponente).
- In der halben maximalen/minimalen Verlagerung (HMV) sind beide Dummies in einer annähernd aufrechten Position mit geringer Kopffrotation ($< 10 \text{ Grad}$) und nahe der maximalen/minimalen Relativgeschwindigkeit der Pre-Crash Phase.
- Beide Dummies liegen mit dem Thorax, Pelvis und Kopffrotation in ihrer prozentualen Abweichung zum absoluten Maximum in einem sehr ähnlichen Bereich für die zwei ausgewählten Kopfpositionen. Der Insasse ist mit Thorax und Pelvis bereits stark vorverlagert, der Kopf ist im Vergleich zur Baseline jedoch nicht stark rotiert.
 - Abweichung des Mittelwerts des Thorax: 6 % – H350 – und 7 % – H305 – für MV

- Abweichung des Mittelwerts des Pelvis: 17 % – H350 – und 9 % – H305 – für HMV
- Abweichung des Mittelwerts der Kopffrotation: 82 % – H350 – und 80 % – H305 – für HMV

In Abbildung 56 sind alle Werte der Verlagerung des Dummykopfes aller Insassenzustände über der jeweiligen Sitzeinstellung dargestellt. Mit der Auswahl dieser Insassenzustände ist jedoch nicht gesagt, dass diese die höchste Kritikalität im möglichen Aufenthaltsraum aufweisen. Für die Ableitung der Sensoranforderungen, die auf der Erfassung geometrischer Änderungen basieren und diese klassifizieren sollen, sind mit der MV und der HMV die Insassenzustände auf die Grenzen der Einflussgrößen gelegt. Eine mögliche Sensorauswahl auf die Grenzbereiche würde somit auch die Erfassung und Klassifizierung der restlichen Insassenzustände miteinbeziehen (von der Baseline ohne Pre-Crash Phase bis zur MV). Die Sitzeinstellung bezieht sich dabei auf die Standard-Sitzeinstellung (Ps000) des H350 Dummies. Werte der Verlagerung sind, wie bereits beschrieben, relativ zur H350 Standard-Sitzeinstellung (Ps000) aufgetragen. Die Verlagerungen des H305 Dummies der einzelnen Sitzpositionen spannen einen etwas kleineren Aufenthaltsraum im Vergleich zum H350 auf. Für alle Sitzeinstellungen ist jedoch derselbe Trend erkennbar, eine Streckung im Bereich der größeren Bremsverzögerungen. In Kombination mit Abbildung 57 und Abbildung 58 ist der bereits einzeln aufgezeigte Einfluss des Gurtes (Anbindung an der B-Säule - Abbildung 59) und des Fußraums in den Diagrammen der Kopffrotation und der Relativgeschwindigkeit, über der Sitzeinstellung dargestellt, eindeutig einer reduzierten Rückhaltung in den hinteren Positionen zuzuordnen. In beiden Fällen ist eine Zunahme des Maximums zu weiter hinten gelegenen Sitzeinstellungen zu erkennen.

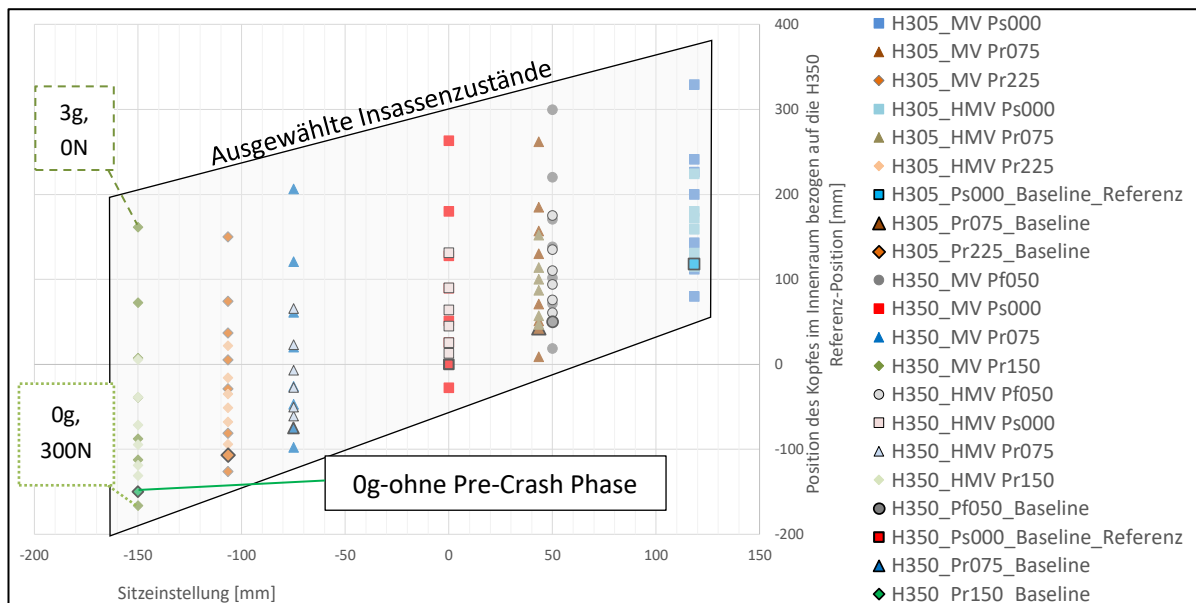


Abbildung 56: Verlagerungen der ausgewählten Insassenzustände bezogen auf die initiale Kopfposition des H350 Dummies in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) ohne Pre-Crash Phase, zugeordnet den Werten der jeweiligen Sitzeinstellungen. Die einzelnen Ergebnisse beinhalten zusammengefasst die beschriebenen Werte der Insassenzustände. Der zur Baseline einer Sitzeinstellung rückverlagerte Punkt ist dabei der MV – 0 g – 300N Pre-Crash Phase zuzuordnen. Der zur Baseline einer Sitzeinstellung am weitesten vorverlagerte Punkt ist der MV – 3 g – 0N Pre-Crash Phase zuzuordnen.

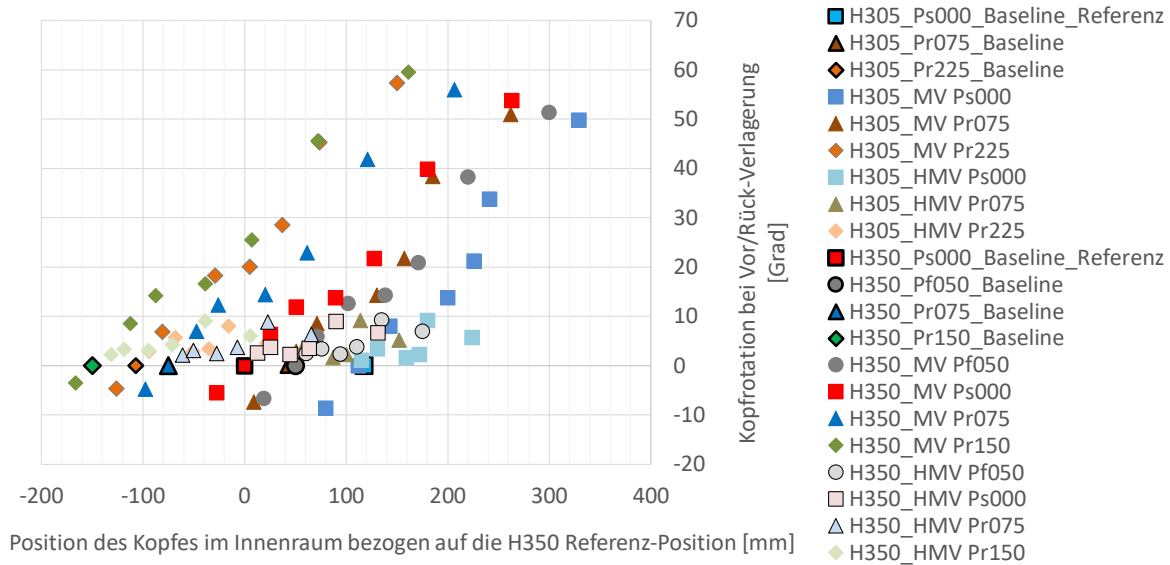


Abbildung 57: Kopffrotation der ausgewählten Insassenzustände beider Dummies über die Kopfposition in X im Innenraum bezogen auf die initiale Kopfposition des H350 Dummies in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000).

Bestimmend für die Dynamik sind die Relativgeschwindigkeiten der Insassenzustände. Die Relativgeschwindigkeit des Kopfes für die HMV ist in Abbildung 58 dargestellt und folgend zusammengefasst:

- Die maximalen/minimalen Relativgeschwindigkeiten aus den Insassenzuständen der HMV sind ohne PPT in zwischen 0.7 m/s bis 2.9 m/s zu finden. Mit aktivem PPT liegen sie zwischen -0.4 m/s bis 0.7 m/s und zwischen 1.3 m/s bis 2.2m/s.
- Mit aktivem PPT sind nur Insassenzustände der „überhöhten“ Pre-Crash Phase mit 3 g im größeren Bereich zwischen 2.3 m/s bis 2.9 m/s zu finden. Mit deaktiviertem PPT sind zumindest zwei 1 g Pre-Crash Insassenzustände des H350 aus den zwei rückwärts verschobenen Sitzeinstellungen („Pr075“ und „Pr150“-Positionen) in diesem „oberen“ Bereich angesiedelt.

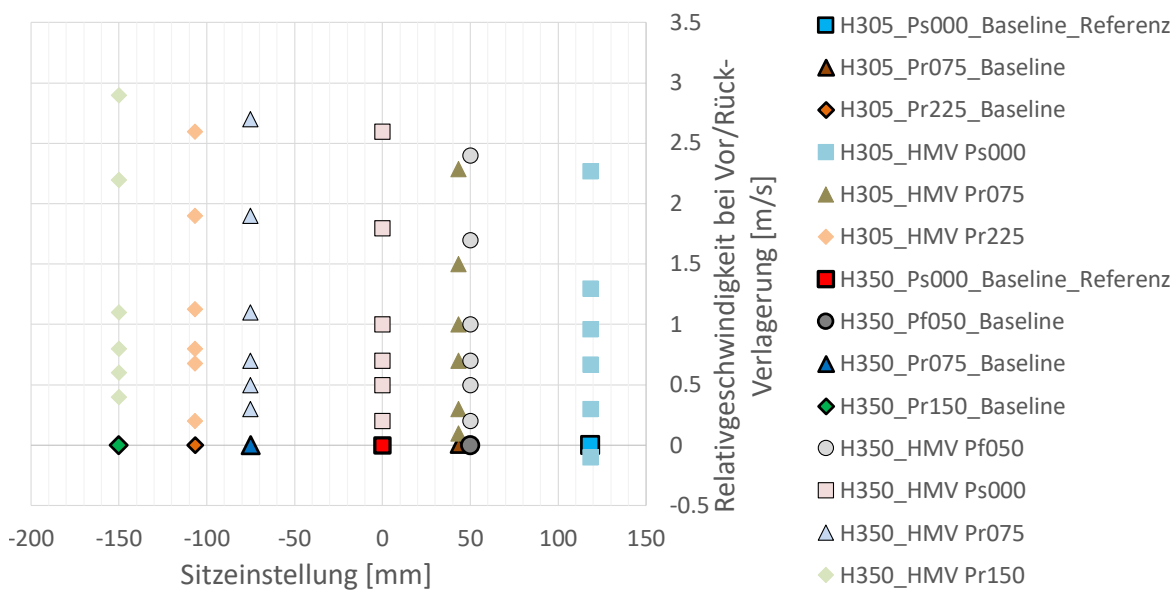


Abbildung 58: Relativgeschwindigkeiten des Kopfes der Insassenzustände der halben maximalen/minimalen Verlagerung (HMV).

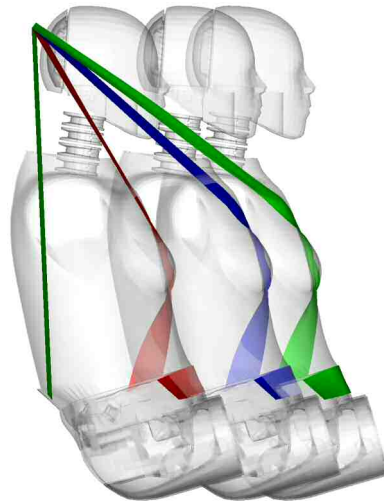


Abbildung 59: Geänderte Gurtführung, aufgrund des an der B-Säule montierten Umlenkers, am Beispiel des H305 Dummys.

Aufgrund der evaluierten Daten des Aufenthaltsraumes fallen die Pre-Crash Phasen mit halber maximaler/minimalen Verlagerung der 0 g und 0.6 g Bremsverzögerung mit aktivem PPT durch sehr kleine Änderungen zu der initialen Lage der jeweiligen Sitzeinstellung auf. Im Kontrast dazu heben sich die 3 g Berechnungen ebenfalls vom Feld ab, für die Kopffrotation und die Relativgeschwindigkeit etwas deutlicher. Für die Kopfverlagerung ist es die 3 g Pre-Crash Phase mit inaktivem PPT, die den Aufenthaltsraum deutlich streckt. Für die Beurteilung des Verletzungsrisikos der Insassenzustände wird auf die halbe maximale/minimalen Verlagerung der 0 g Pre-Crash Phasen mit aktivem PPT aufgrund kleiner Werte der Parameter des Insassenzustands nicht näher eingegangen (geringe Abweichung zur jeweiligen Baseline). Die größeren Vorverlagerungen werden in ihrer Anzahl nicht beschnitten (maximal 256 mm in X für den H305 und maximal 311 mm in X für den H350), da sich diese annähernd mit den in der Literatur angegebenen höheren Vorverlagerungen decken (circa 232 mm im Mittel bei longitudinaler Bremsverzögerung, vgl. Tabelle 5 [Mages et al. (2011)]).

9 BESTIMMUNG DES KRITIKALITÄTSRAUMES MIT DEM STANDARD RÜCKHALTESYSTEM

Der Kritikalitätsraum (Abbildung 60) liefert die Überlagerung der Kritikalität der In-Crash Bewertung mit dem zuvor bestimmten Aufenthaltsraum bei t_0 und wird in diesem Kapitel mit den Standardparametern der Rückhaltesystemkomponenten erstellt. Somit kann dies als Baseline für die Potentialermittlung gesehen werden.

Mögliche Aufenthaltsbereiche der Insassen sind in Form des Aufenthaltsraumes bekannt und die zu übertragenden Insassenzustände bei t_0 als Startpunkt für den In-Crash definiert. Damit kann die Methode zur gekoppelten Pre- und In-Crash Berechnung, wie in Kapitel 7 bestimmt, angewandt und die Kritikalität analysiert werden. Erst im Fazit wird die Kritikalität über den gesamten Aufenthaltsraum beider Dummies (H350 und H305) evaluiert. Beginnend mit dem H305 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) werden die definierten Kriterien aus Tabelle 17 und Tabelle 10 dem Aufenthaltsraum überlagert (Kapitel 9.3). Die Darstellung der Dummy-Verletzungskriterien erfolgt dabei über die Normierung mit der generischen Baseline Simulation des jeweiligen Dummies in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) (= der Referenz-Lastfall). Damit wird ebenfalls die Darstellung mehrerer Kriterien in einem Diagramm erleichtert, welche in dem multidimensionalen Parameterraum erforderlich ist, damit auf Basis der Vielzahl an Varianten eine effektive Bewertung ermöglicht wird. Damit ergibt sich folgender Untersuchungsablauf:

- Zunächst werden zur Bestimmung der Kritikalität für beide Dummies die Referenz-Lastfälle analysiert (ohne Pre-Crash Phase, Kapitel 9.1).
- Anschließend werden die Baseline Insassenzustände der verschobenen Sitzeinstellungen analysiert (ohne Pre-Crash Phase, Kapitel 9.2).
- Als letzter Schritt folgt die Analyse der verlagerten Insassenzustände im Aufenthaltsraum bei t_0 (Kapitel 9.3).

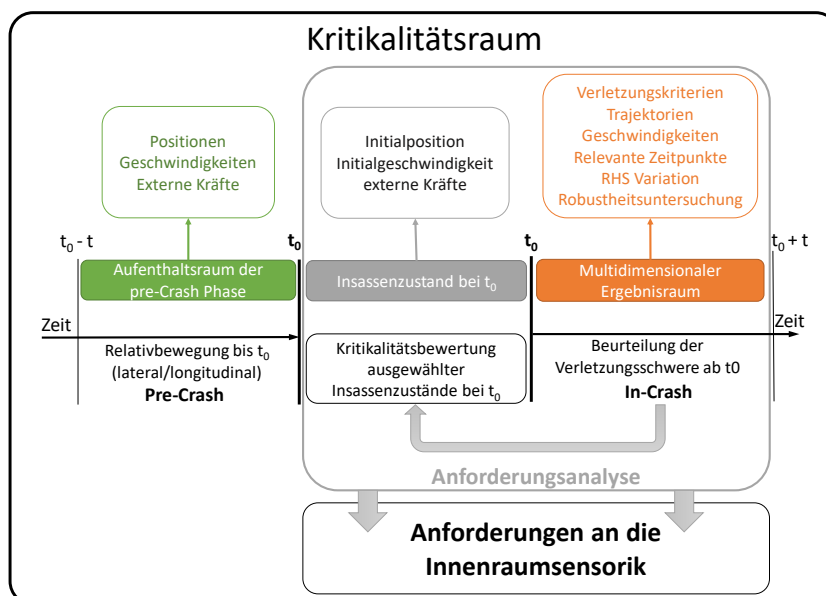


Abbildung 60: Der Kritikalitätsraum

9.1 Analyse des In-Crashes der zwei generischen Referenz-Lastfälle in der Standard-Sitzeinstellung

Damit die Ergebnisse in dem nächsten Abschnitt zugeordnet werden können, müssen die Kriterien-Werte aus Tabelle 17 und Tabelle 10 der beiden Simulationen, welche die Basis für die Normierung darstellen, bekannt sein. Dabei wird der H305 und der H350 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) ohne Pre-Crash Phase, keiner Bremsverzögerung und deaktiviertem PPT ermittelt. Die für die Risikoeinstufung des Gesamtsystems zu ermittelnde Größe ist dabei das „Relative Risk“ (RR), welches bereits in der Validierung eingesetzt wurde. Diese wird laut USNCAP aus der Berechnung mehrerer Einzelkriterien bestimmt. Diese dafür benötigten Einzelkriterien sind für beide Simulationen in Tabelle 49 eingetragen.

Für den H305 sind die Femurkraft und die Nackendruckkraft vernachlässigbar klein und können aufgrund der Normierung zu sehr hohen Ausschlägen der normierten Werte im Kritikalitätsraum führen. Die Femurkraft des H350 ist ebenfalls gering und wird bei vorverlagerten Positionen und der Pf050 Sitzeinstellung aufgrund des Instrumententafel-Kontakts höhere Werte erzielen, der minimale Abstand zwischen Knie und Instrumententafel des am meisten vorverlagerten Insassenzustands liegt bei circa 20 mm. Der HIC 15 liegt für die Referenz im Falle des H305 bei 275, für den H350 bei 605. Der NIJ ist für beide Dummies ähnlich und liegt bei 0.27 und 0.25. Die Nackenzugkraft und die Nackendruckkraft erzielen für den H350 0.55kN beziehungsweise 0.53 kN. Der H305 weist hier eine Zugkraft von 0.47 kN und, wie bereits erwähnt, eine sehr niedrige Druckkraft von circa 0.04 kN auf. Bei der Brusteingdrückung erzielt der H350 einen Wert von 26.2 mm, der H305 einen von 18.5 mm. Das aus diesen Größen berechnete RR des generischen Insassenmodells liegt bei 0.6 für den H305 und bei 1.1 für den H350.

Tabelle 49: Kriterienwerte der beiden generischen Referenz-Lastfälle in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) die zur Normierung aller weiteren Ergebnisse verwendet werden.

Dummy und Kriterien	HIC 15 [-]	TD [mm]	F_{Femur} [kN]	NIJ [-]	F_{NT} [kN]	F_{NC} [kN]	RR [-]
H305	275	18.5	0.08	0.27	0.47	0.04	0.6
H350	605	26.2	0.68	0.25	0.55	0.53	1.1

Geometrische und kinematische Parameter der Referenz-Lastfälle

Der H350 Dummy liegt initial in X 118 mm hinter dem H305 Dummy und erreicht eine um circa 50 mm größere In-Crash Vorverlagerung. Die maximale In-Crash Vorverlagerung in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) erreicht der H305 mit 441 mm. Davon werden mehr als 79 % mit einer Airbag-Rückhaltung vollzogen. Der H350 hingegen erreicht eine maximale Vorverlagerung von 492 mm und liegt mit circa 57 % Airbagkontakt bis zur maximalen Vorverlagerung deutlich unter dem Wert des H305 Dummy. Dabei muss das Gurtsystem einen höheren Anteil der initialen kinetischen Energie des H350 abbauen.

Für die spätere Optimierung des Systems ist es notwendig den in 7.5 definierten Parameter der theoretischen Airbag-Kontaktzeit zu bestimmen, damit Änderungen der Zündzeit gezielter untersucht werden können. Für die Bestimmung wird die Zeit nach dem In-Crash t_0 und die Kopfposition (Wegpunkt) bei dem ersten Airbagkontakt benötigt. Aus den Verlagerungen im In-Crash und der Airbag-Kontaktkraft beziehungsweise einer visuellen Betrachtung der Modelldarstellung in einem Post-Processor kann der genaue Kontaktzeitpunkt des Dummykopfes mit dem Airbag ermittelt und mit dieser geometrischen Vorgabe aus allen weiteren Simulationen bestimmt werden. Für die H305 Baseline kann aus den Daten ein Kontaktzeitpunkt von circa 44 ms und ein Weg bis Kontakt von circa 100 mm abgeleitet werden. Der H350

Dummy benötigt mit den Randbedingungen des Rückhaltesystems und des Crashlastfalls 57 ms und eine Vorverlagerung im In-Crash von circa 180 mm, bis der Airbagkontakt auftritt. Das Ergebnis aus einer zeitlichen Abweichung beim Erreichen des Wegpunktes ist entweder ein „direkter Anschluss“ in der Entfaltungsphase oder ein bereits zu „weicher“ Airbag, beziehungsweise eine nicht optimal abgestimmte Ankopplung des Dummies an den Airbag, der durch das Ausströmen des Gases durch die Auslass-/Venting-Öffnung und das Gewebe bereits an Innendruck und somit an Stabilität verloren hat.

Beim H305 Dummy wird im In-Crash eine maximale Relativgeschwindigkeit von 10.5 m/s erreicht. Zum Zeitpunkt des Airbagkontakts beträgt diese 5.45 m/s. Der H350 liegt bei der ermittelten Relativgeschwindigkeit deutlich über dem H305 Wert und erreicht beim Airbagkontakt 11 m/s. Die maximale Relativgeschwindigkeit liegt beim H350 Dummy bei 12.8 m/s und wird 65.5 ms nach t_0 erreicht. Das Fahrzeug ist dabei 1.5 ms vor dem Null-Durchgang der Fahrzeuggeschwindigkeit entfernt (Richtungsumkehr).

Da der Einfluss des Gurtsystems eine untergeordnete Rolle für die Kopfbeschleunigung und die Nackenbelastung aufweist, wird dieser theoretische Airbagkontakt-Wegpunkt (AK-WP) in Abbildung 61 als mitentscheidende Information zur Potentialbestimmung in den Optimierungsprozessen einen größeren Einfluss für das resultierende Risiko von Kopfverletzungen haben. Zumindest für weiter hinten liegende Insassenzustände ist es relativ einfach möglich, die Zündzeit entsprechend anzupassen. Bei dem verfrühten Erreichen des Wegpunktes kann eine konventionelle Zündung (TTF nach t_0) in manchen Fällen nach der Bestimmung des t_0 Signals nicht mehr ausreichen. Für die zeitlich zu früh auftretende Überschreitung des Airbagkontakt-Wegpunktes ist zusätzlich zu der Insassensensorik eine zuverlässige Umfeldsensorik erforderlich. Ohne geometrische Änderung der Airbag-Geometrie beziehungsweise der Airbag-Stufen (Gasgenerator und Venting) ist die optimale Airbag-Entfaltung (Airbag steht in Position, bevor der Dummy Kontakt hat) ohne TTF in der Pre-Crash Phase nicht möglich.

Als letzter zu evaluierender Parameter ist die Rotation des Kopfes um Y beschrieben. Beide Dummies liegen bei circa 10 Grad Rotation aus der initialen Lage, wenn sie Kontakt zum Airbag aufbauen. Aufgrund der Airbag-Geometrie lässt sich zwar kein idealer „Anprallwinkel“ ableiten, 10 Grad ist jedoch rein subjektiv und visuell bewertet eine passende Konfiguration.

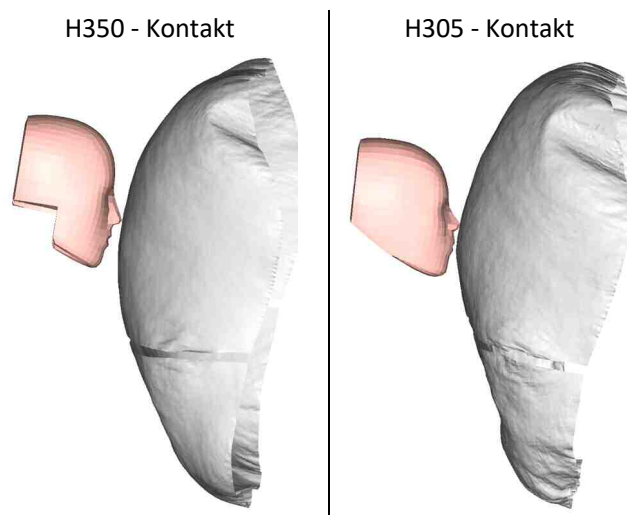


Abbildung 61: Kopfposition bei Airbagkontakt der Referenz-Lastfälle des H350 und H305 Dummies.

9.2 Analyse des In-Crashes der verschobenen Sitzeinstellungen ohne Pre-Crash Phase

Nachdem die Kriterienwerte und Kritikalität der generischen Referenz-Lastfälle der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) bekannt sind und die Ergebnisse als Normierungsfaktoren herangezogen werden können, werden in diesem Abschnitt die initialen Baseline-Insassenzustände ohne Pre-Crash Phase der verbleibenden fünf Sitzeinstellungen evaluiert. Diese fünf Sitzeinstellungen sind wie folgt:

- für den H305 Dummy um 75 mm und 225 mm rückwärts verschobene Sitzeinstellungen (Pr075 und P225)
- für den H350 Dummy um 50 mm vorwärts sowie um 75 mm und 150 mm rückwärts verschobene Sitzeinstellungen (Pf050, Pr075 und Pr150)

Beginnend mit der Kinematik werden die dafür notwendigen Kriterien der In-Crash Phasen der beiden Dummies aufbereitet. Die Kopftrajektorien in X-Z sind in Abbildung 62 visualisiert. Die initiale Verschiebung zwischen den Sitzeinstellungen wurde dabei mit einem Offset auf die jeweilige Standard-Sitzeinstellung der Dummies berechnet. Es ist ersichtlich, dass die weiter hinten liegenden Sitzeinstellungen aufgrund der größeren Entfernung zum Airbag für den Kopf eine deutlich vergrößerte Vorverlagerung erzielen. Der H350 Dummy erreicht maximal 655 mm in der In-Crash Phase der 150 mm rückwärts verschobene Sitzeinstellungen (Pr150) während es für die um 50 mm vorwärts verschobene Sitzeinstellungen (Pf050) 425 mm sind. Der H305 Dummy liegt mit 598 mm in der In-Crash Phase der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellungen (Pr225) ebenfalls deutlich über den 441 mm aus der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Differenz der am weitest voneinander entfernten Sitzeinstellungen des H350 Dummies (200 mm) liegt geringfügig unter dem Wert der Abweichung der Vorverlagerungen (230 mm), während beim H305 Dummy die maximale Sitzverschiebung eindeutig über der Differenz der Vorverlagerung liegt (225 mm der Sitzeinstellung zu 157 mm aus der Verlagerung). Dies hängt stark von der Geometrie des Oberkörpers und dessen Rotation sowie der Gurtkraftbegrenzung und der damit möglichen Vorverlagerung des Thorax ab. Die Airbag-Wirkung auf den Dummy ist im Falle des H350 in dem X-Z Diagramm eindeutiger zu erkennen. Die zwei Trajektorien aus den der Instrumententafel nahen Sitzeinstellungen deuten auf eine frühere Verzögerung und aufrechtere Körperhaltung hin. Der Dummykopf sinkt zwar in der ersten Phase durch die Rotation wie bei allen anderen In-Crash Phasen ab, wird aber in der vorwärts verschobenen (Pf050) und Standard-Sitzeinstellung (Ps000) durch den Airbag geometrisch früher in eine höhere Position gezwungen. Aus der Pr150 Sitzeinstellung wird ersichtlich, dass der Airbag weniger zur Verzögerung des Insassen beiträgt und eine hohe Z-Verlagerung zulässt. Beim H305 Dummy ist die verringerte Wirkung des Airbags nur über die höhere Vorverlagerung zu erkennen, da alle Trajektorien einen ähnlichen Trend aufweisen. Die maximalen Vorverlagerungen der Dummies sind in Abbildung 63 visualisiert und in Tabelle 50 gelistet.

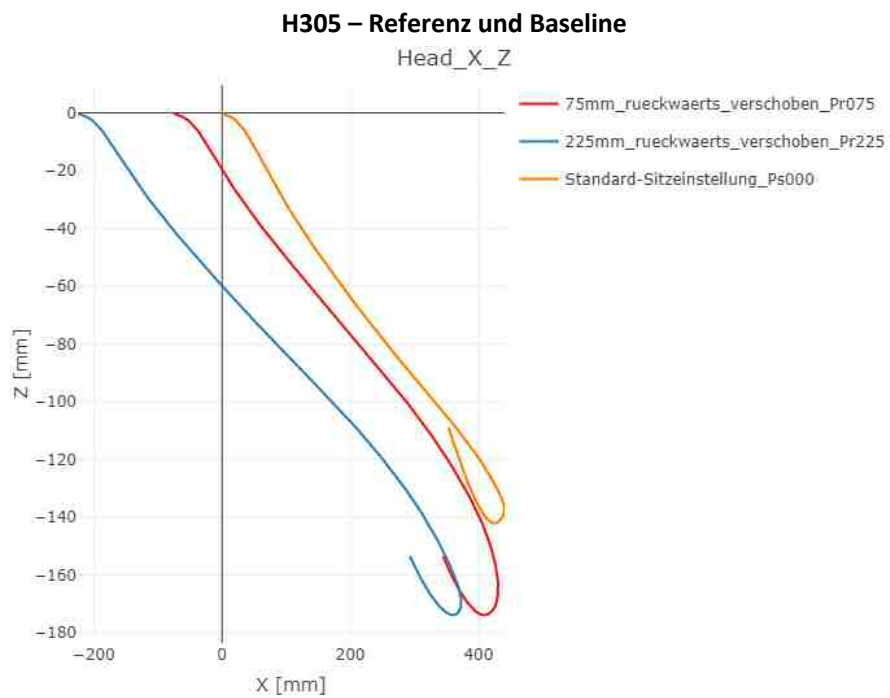
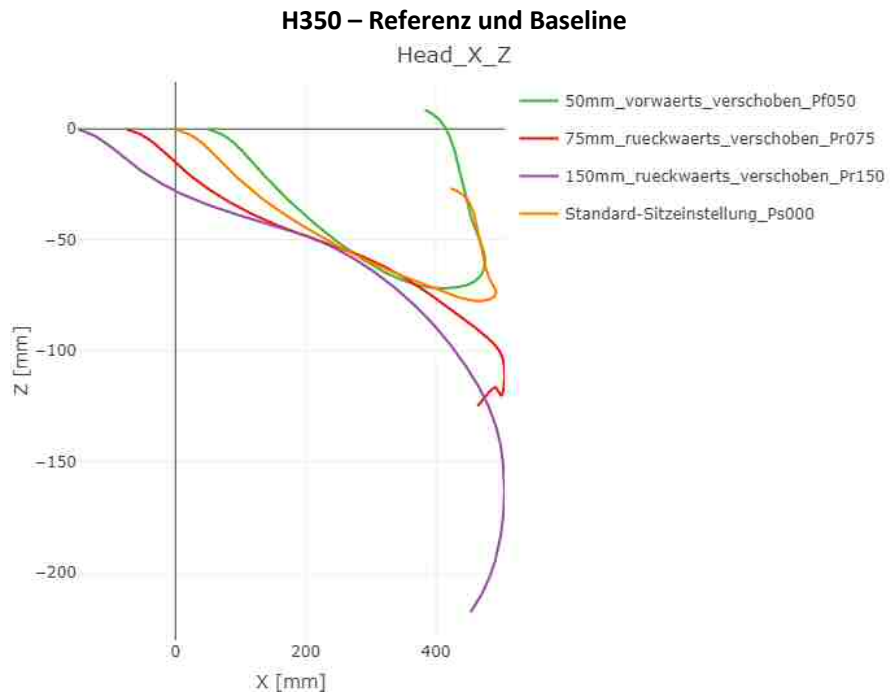


Abbildung 62: Trajektorien in X-Z für den Kopf des H350 und H305 Dummys in den definierten Standard (Ps000) sowie vorwärts (Pf050) und rückwärts (Pr075, Pr150, Pr225) verschobenen Sitzeinstellungen.

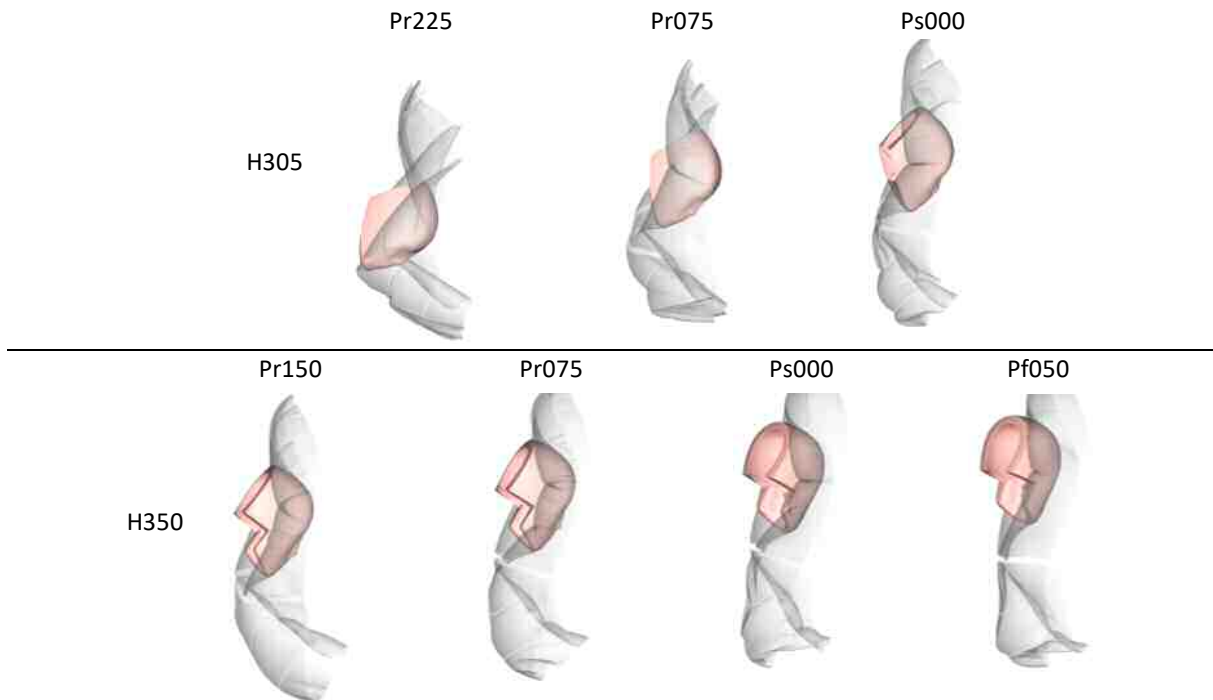


Abbildung 63: Maximale In-Crash Vorverlagerung des Kopfes der H305 und H350 Dummies. Aufgrund 2.5 ms Schrittweite des Visualisierungsausoutputs nicht exakt darstellbar.

Tabelle 50: Maximale In-Crash Vorverlagerung des H350 und H305 Dummies der Baseline–Insassenzuständen (ohne Pre-Crash Phase) in den definierten Sitzeinstellungen.

H350 – Maximale Vorverlagerung [mm]		H305 – Maximale Vorverlagerung [mm]	
Vorwärts verschoben – Pf050	426	Standard-Sitzeinstellung – Ps000	441
Standard-Sitzeinstellung – Ps000	493	Rückwärts verschoben – Pr075	506
Rückwärts verschoben – Pr075	581	Rückwärts verschoben – Pr225	598
Rückwärts verschoben – Pr150	655		

Da der Airbagkontakt zusätzlich zu einer geringen Reduktion der Brusteingdrückung eine wesentliche Rolle bei der Beeinflussung der Nackenkriterien einnimmt, werden die den In-Crash Phasen zugehörigen Zeitversätze zum Erreichen des Airbagkontakt-Wegpunkts (AK-WP) der Baseline in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) in Tabelle 51 angeführt und die Kopfposition in Abbildung 64 visualisiert. Da der Airbag einer starken Dynamik unterliegt, ist dieser Zeitpunkt nicht der eigentliche Kontaktzeitpunkt der In-Crash Phase der jeweiligen Sitzeinstellung. Dieser kann abweichend, verursacht durch die Schwingung und das Venting, zu dem bestimmten Wegpunkt der Baseline ausfallen. Für den H350 Dummy wird aus der um 50 mm vorwärts verschobenen Sitzeinstellung (Pf050) der definierte Airbagkontakt-Wegpunkt 4.3 ms früher erreicht. In den zwei weiter hinten gelegenen Sitzeinstellungen ergeben sich zeitliche Verzögerungen von 6.3 ms und 11 ms. Der H305 Dummy erreicht den Airbagkontakt-Wegpunkt der Ps000 Position in beiden Fällen verspätet um 10 ms für die Pr075 und um 21 ms für die Pr225 Position. Der Innendruck sinkt bereits bei stark verspäteten Zeiten und das initial entwickelte Potential einer geeigneten Rückhaltung für die Standard-Sitzeinstellung (Ps000) wird reduziert. Im Fall der verfrühten Überschreitung besteht die Gefahr eines zu harten Airbagkontakts. Für die Optimierung gelten diese Werte als Basis zur Neuauslegung des bestehenden Rückhaltesystems.

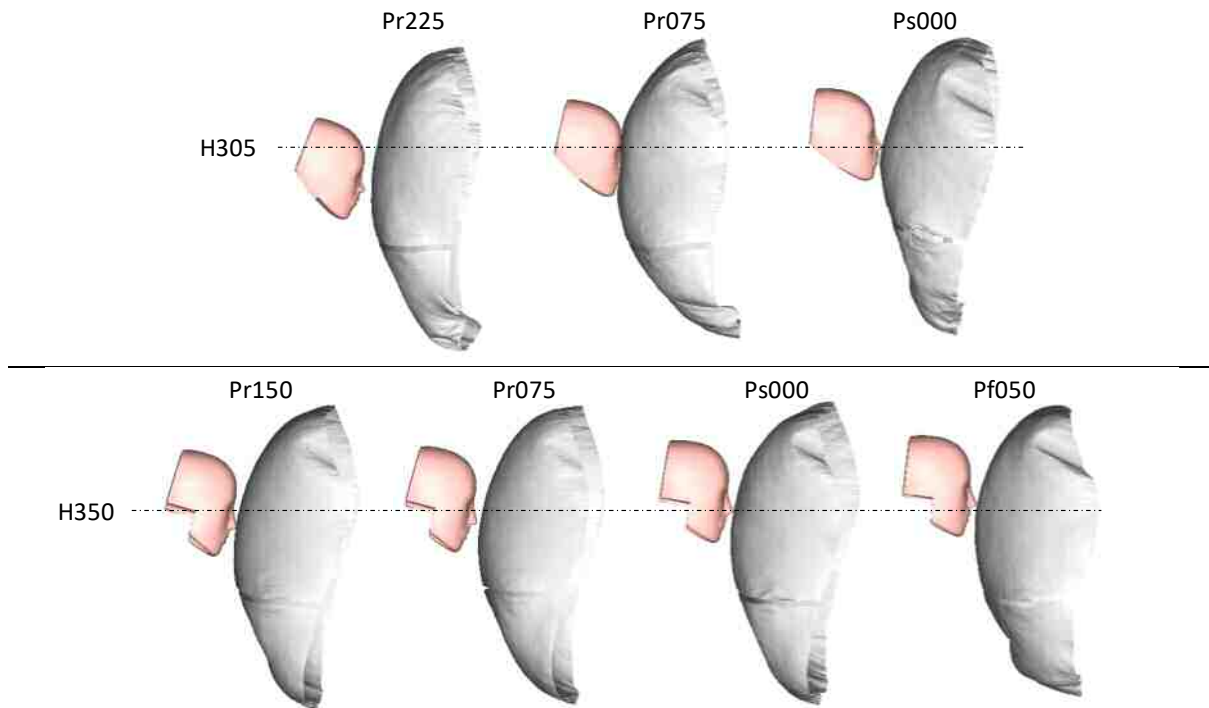


Abbildung 64: Airbagkontakt des Kopfes des H305 und H350 Dummys. Strichpunktierte Linie kennzeichnet den Auftreffpunkt des Dummys der Referenz-Lastfälle in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Aufgrund 2.5 ms Schrittwerte des Visualisierungsausgabs nicht exakt darstellbar (Beispiel H305 Pr225).

Tabelle 51: Theoretische Airbagkontakt-Zeitpunkte der H350 und H305 Dummys der Baseline–Insassenzuständen (ohne Pre-Crash Phase) in den definierten Sitzeinstellungen.

H350 – Zeitlicher Versatz / AK-WP [ms]		H305 – Zeitlicher Versatz / AK-WP [ms]	
Vorwärts verschoben – Pf050	-4.3	Standard Sitzeinstellung – Ps000	0
Standard Sitzeinstellung – Ps000	0.0	Rückwärts verschoben – Pr075	10.0
Rückwärts verschoben – Pr075	6.3	Rückwärts verschoben – Pr225	21.0
Rückwärts verschoben – Pr150	11.0		

Als nächster Schritt der Beurteilung der Dynamik im In-Crash und die Auswirkungen eines zeitlich versetzten Airbagkontakts sind in Tabelle 52 die Relativgeschwindigkeiten in X bezogen auf das Fahrzeug, bei denen der Dummy den Airbagkontakt-Wegpunkt erreicht, eingetragen. Hier kommt es zu signifikanten Unterschieden in den Kriterienwerten. Das Δv des zugrundeliegenden Crash-Pulses mit einer initialen Geschwindigkeit von 56 km/h (15.5 m/s) ist 67 km/h (18.6 m/s). Die zwei Baseline In-Crash Phasen bei Standard-Sitzeinstellung (Ps000) weisen bei dem Airbagkontakt 11.1 m/s (H350) und 5.45 m/s (H305) auf. Für die Pf050 Sitzeinstellung reduziert sich dieser Wert auf 9 m/s. Die weiter hinten liegenden Sitzeinstellungen mit einem zeitlichen Versatz, der einen späteren Zeitpunkt darstellt, erhöhen sich die Relativgeschwindigkeiten in X der beiden Dummys. Für den H350 ergibt sich eine Relativgeschwindigkeit in X von 13.5 m/s in der Pr075 Position, für die Pr150 Position sind es 14.7 m/s. Der H305 Dummy weist eine Relativgeschwindigkeit in X von 9.2 m/s in der Pr075 Position auf, in der Pr225 Position sind es 13.4 m/s. Dies stellt einen gravierenden Einfluss auf die Ankopplung des Insassen im Zusammenspiel mit der Geometrie und dem Innendruck des Airbags für die Nackenkriterien und den HIC dar. Diese Relativgeschwindigkeiten in X dienen in weiterer Folge zum Vergleich mit den verlagerten Insassenzuständen der Pre-Crash Phasen. Vor allem die Dynamik der HMV kann diese

Relativgeschwindigkeiten weiter erhöhen. Für die hier angeführten initialen Insassenzustände gilt $v_{rel} = 0$ m/s und bedeutet, dass die Dummies aus ihrer Ruhelage in den In-Crash starten.

Tabelle 52: Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf der H350 und H305 Dummies der Baseline-Insassenzuständen (ohne Pre-Crash Phase) in den definierten Sitzeinstellungen bei Airbagkontakt, bezogen auf das Fahrzeug.

H350 – Relativgeschwindigkeit in X [m/s]		H305 – Relativgeschwindigkeit in X [m/s]	
Vorwärts verschoben – Pf050	9.0	Standard Sitzeinstellung – Ps000	5.45
Standard Sitzeinstellung – Ps000	11.1	Rückwärts verschoben – Pr075	9.2
Rückwärts verschoben – Pr075	13.5	Rückwärts verschoben – Pr225	13.4
Rückwärts verschoben – Pr150	14.7		

Die maximale Relativgeschwindigkeit zum Fahrzeug liegt in den beiden Standard-Sitzeinstellungen (Ps000) bei 12.8 m/s für den H350 Dummy und bei 11 m/s für den H305 Dummy, wie aus Tabelle 53 zu entnehmen ist. Diese zwei Werte sind im Vergleich zur Relativgeschwindigkeit des Airbagkontakt-Wegpunktes (AK-WP) für den H350 Dummy um 15 % und um 93 % für den H305 Dummy erhöht. Die Relativgeschwindigkeiten für die hinteren Sitzeinstellungen liegen in einem geringfügig höheren Bereich und erreichen maximal 14.7 m/s für den H350 in der Pr150 Position und 13.6 m/s für den H305 Dummy in der Pr225 Position. Beim H350 ist der Wert ident zur Relativgeschwindigkeit des Airbagkontakt-Wegpunktes (AK-WP) aus Tabelle 52, für den H305 Dummy stellt sich hier nur eine Abweichung von 1 % ein. Das bedeutet für den Airbag, dass nur ein geringes Potential der eigentlichen Rückhalteeigenschaften ausgenutzt werden kann. Bei zu großem Restdruck im Airbag und erhöhter Relativgeschwindigkeit kann daraus eine erhöhte Kopfbelastung verursacht werden. Zusätzlich ist durch eine schlechte geometrische Übereinstimmung in den hinteren Sitzeinstellungen davon auszugehen, dass die Nackendruckkraft ebenfalls erhöht wird. Abbildung 65 zeigt zugehörig die beschriebene Airbag-Kontaktkraft, dargestellt über der Zeit.

Tabelle 53: Maximale Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf der H350 und H305 Dummies der Baseline-Insassenzuständen (ohne Pre-Crash Phase) in den definierten Sitzeinstellungen, bezogen auf das Fahrzeug.

H350 – Maximale Relativgeschwindigkeit [m/s] (und Abweichung in % des v_{rel} bei dem AK-WP)		H305 – Maximale Relativgeschwindigkeit [m/s] (und Abweichung in % des v_{rel} bei dem AK-WP)	
Vorwärts verschoben – Pf050	11.1 (+24%)	Standard Sitzeinstellung – Ps000	11.0 (+93%)
Standard Sitzeinstellung – Ps000	12.8 (+15%)	Rückwärts verschoben – Pr075	11.9 (+29%)
Rückwärts verschoben – Pr075	14.0 (+4%)	Rückwärts verschoben – Pr225	13.6 (+1%)
Rückwärts verschoben – Pr150	14.7 (0%)		

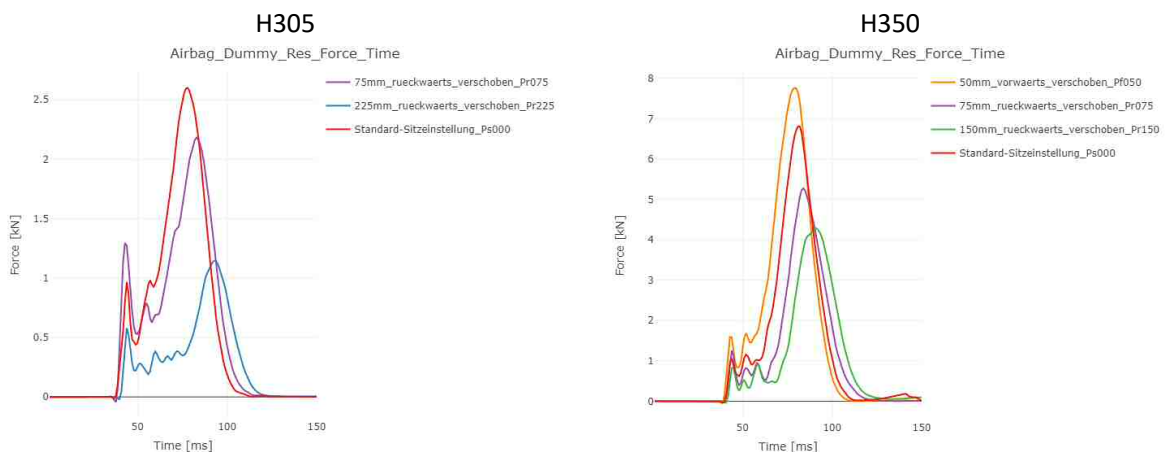


Abbildung 65: Resultierende Airbag-Kontaktkraft mit dem Dummy als Kontaktpartner in den definierten Sitzeinstellungen. Gruppirt nach den zwei Dummy-Modellen.

Die maximalen Schultergurtkräfte liegen aufgrund der Kraftbegrenzung auf einem gleichen Niveau, wie es bereits in der Baseline bei Ps000 gezeigt wurde. Die Maxima sind in Tabelle 54 angegeben und liegen bei 2.2 kN für den H305 und bei 5.6 kN bis 5.8kN für den H350 Dummy.

Tabelle 54: Maximale Schultergurtkraft FB3 der H350 und H305 Dummys.

H350 – Schultergurtkraft [kN]		H305 – Schultergurtkraft [kN]	
Vorwärts verschoben – Pf050	5.7	Standard Sitzeinstellung – Ps000	2.2
Standard Sitzeinstellung – Ps000	5.6	Rückwärts verschoben – Pr075	2.2
Rückwärts verschoben – Pr075	5.7	Rückwärts verschoben – Pr225	2.2
Rückwärts verschoben – Pr150	5.8		

Nach den geometrischen, kinematischen und kinetischen Kriterien werden die normierten Kriterienwerte und das RR der Sitzeinstellungen in Tabelle 55 dargestellt. Der Kritikalitätsraum kann sukzessive mit den Berechnungsergebnissen erweitert werden. Die normierten Kriterienwerte der zwei Baseline In-Crash Phasen weisen jeweils den Wert Eins auf. Kleinere Werte als Eins sind somit eine Verbesserung des jeweiligen Kriteriums.

Das RR als Gesamtbewertung der Kritikalität liegt für die zwei weiter hinten liegenden Sitzeinstellungen des H305 Dummys bei 1.1 für die Pr075 Position und bei 1.94 für die Pr225 Position (Tabelle 55). Während die Verschiebung des Sitzes um 75 mm nur eine geringfügige Erhöhung aufweist, liegt die um 225 mm verschobene Position deutlich über dem Wert der H305 Baseline. Für den H350 Dummy zeigt sich im Vergleich zum H305 Dummy ein ausgeglichenes Bild des RR. Eine Schwankung des RR von +3% und –5% zur Baseline der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) über den gesamten Bereich (200 mm) der Sitzeinstellungen stellt ein sehr robustes, vom Gurt geprägtes Gesamtsystem, dar. Die Einzelkriterien, die zur Berechnung des RR benötigt werden, unterliegen für beide Dummys jedoch einer deutlich größeren Schwankung. Der HIC 15 steigt für die rückwärts verschobenen Pr Positionen des H305 Dummys an, während er beim H350 Dummy für die weiter hinten liegenden Positionen abfällt und ebenso für die Pf050 Position geringfügig reduziert ist. Die Brusteindrückung steigt für die weiter hinten liegenden Positionen beider Dummys an, da durch den reduzierten Airbagkontakt die Belastungsphase der reinen Gurtrückhaltung verlängert wird.

Die Femur-Druckkraft steigt für den H305 Dummy zwar nach hinten gerichtet an, entsteht jedoch hauptsächlich durch den Kontakt mit der Sitzfläche in Kombination mit dem Airbagkontakt der auf die Knie beziehungsweise die Oberschenkel wirkt. Da die Werte der das Risiko beeinflussenden Druckkräfte kleiner 200 N liegen, ist dies eine zu vernachlässigende Schwankung. Im Zugbereich aller drei Sitzeinstellungen liegen die Werte bei maximal bis zu 3.6 kN. Für den Druckbereich und ein 30 % iges Risiko einer AIS2+ Verletzungseinstufung müsste eine Kraft von 9.5 kN erreicht werden.

Der H350 Dummy liegt für die Femur-Druckkraft in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) deutlich über den Werten des H305 Dummys, trotzdem in einem sehr niedrigen Bereich, bezugnehmend auf die AIS Codierung. In der Pf050 Position wird der In-Crash Kontakt mit der Instrumententafel und dem Fußraum signifikant erhöht und die Femurkraft erzielt einen fünffachen Wert der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die zwei nach hinten verschobenen Positionen liegen aufgrund der fehlenden Abstützung hauptsächlich im Zugbereich und beeinflussen das Ergebnis mit geringen Druckkräften nicht wesentlich. Eine größere Bedeutung auf das Gesamtergebnis geht von den Nackenkriterien aus. Das Maximum der drei Kriterien im Nacken fließt in den RR Wert ein. Dafür ist in allen Fällen der NIJ verantwortlich. Wie schon in der Validierung gesehen, ist dies eine sensitive Größe auf jegliche Änderung des Gesamtsystems. Der NIJ liegt für den H305 Dummy in der Pr075 Position unter dem der Baseline und in der Pr225 Position ist der NIJ mehr als doppelt so groß. Für den H350 Dummy liegen alle NIJ Werte über dem der Standard-Sitzeinstellung

(Ps000). Die am weitest hinten liegende Sitzeinstellung liefert ebenfalls den schlechtesten NIJ mit einem Faktor größer „2“ zur Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Dies deutet auf eine schlechte Kombination der durch den Gurt ermöglichten Vorverlagerung und den in dieser Phase folgenden Airbagkontakt hin. Der Nacken NIJ Wert wird für den H350 in der Pr150 und Pr075 Position maßgeblich von dem Nacken-Extensionsmoment stark erhöht. Der NIJ Wert des H305 Dummies wird in der Pr225 Position durch die fehlende Rückhaltewirkung des Airbags wiederum stark von der Nackenzugkraft geprägt. Durch den früheren Airbagkontakt in der Pf050 Sitzeinstellung sind es die annähernd zeitgleichen Maxima der Nacken-Druckbeanspruchung (45 % erhöht zur Referenz) und des Flexionsmoments, die den NIJ um 36 % im Vergleich zur Referenz erhöhen.

Die farbliche Kennzeichnung (Abbildung 66) ist eingeteilt, damit „0“ in Grün, „1“ in Gelb und „2“ in Rot markiert eingetragen ist. Der Wert „1“ ist dabei gleichgesetzt dem Ergebnis des Referenz-Lastfalls in der Standard-Sitzeinstellung, da diese zur Normierung herangezogen wurde. Kleinere Kriterienwerte als „1“ sind demnach besser als die des Referenz-Lastfalls.



Abbildung 66: Die farbliche Zuordnung erfolgt mit einem Übergang von Grün auf Rot zwischen Null und Zwei.

Tabelle 55: Verletzungskriterien der beiden Dummies in den generischen Baseline-Simulationen normiert mit den Ergebnissen des jeweiligen Referenz-Lastfalls. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz)

H305	HIC15 _n	TD _n	F _{Femur_n}	NIJ _n	F _{NT_n}	F _{NC_n}	RR _n
	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]
Standard-Sitzeinstellung (Ps000)	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
Rückwärts verschoben – Pr075	1.21	1.11	1.91	0.86	1.70	1.18	1.10
Rückwärts verschoben – Pr225	1.44	1.26	2.67	2.28	3.91	0.79	1.94

H350	HIC15 _n	TD _n	F _{Femur_n}	NIJ _n	F _{NT_n}	F _{NC_n}	RR _n
	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]
Vorwärts verschoben – Pf050	0.91	1.02	5.02	1.36	0.69	1.45	1.05
Standard-Sitzeinstellung (Ps000)	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
Rückwärts verschoben – Pr075	0.90	1.06	0.38	1.63	1.50	0.70	1.03
Rückwärts verschoben – Pr150	0.83	1.09	0.88	2.04	2.22	0.80	1.08

Die zwei generischen Referenz-Lastfälle in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) sowie die fünf weiteren verschobenen Sitzeinstellungen ohne Pre-Crash Phase dienen in weiterer Folge als Vergleichsdaten für die zu analysierenden neuen Insassenzustände bei t_0 , verursacht durch die Verlagerungen der Pre-Crash Phase. Als Basis für die Normierung der weiteren Ergebnisse im Kritikalitätsraum werden die zwei generischen Referenz-Lastfälle in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) herangezogen. Somit sind alle Verletzungskriterien des H350 mit denen des Referenz-Lastfalls des H350 in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) normiert. Der H305 wird dementsprechend mit den Werten des H305 Referenz-Lastfalls in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) normiert.

9.3 Analyse des In-Crashes der ausgewählten Insassenzustände der Dummies

Nachdem die Informationen der Baseline Simulationen des H305 Dummies in den Sitzeinstellungen Ps000, Pr075 und Pr225 und des H350 Dummies in den Sitzeinstellungen Pf050, Ps000, Pr075 und Pr150 bekannt sind, kann in einem weiteren Schritt der Kritikalitätsraum für alle ausgewählten Insassenzustände der Pre-Crash Phasen evaluiert werden. Die Basis der gekürzten Pre-Crash Phase wird nach der Validierung in

Kapitel 7.4.2 mit den bereits definierten Parametern durchgeführt ($v_{SCA} = 4$, $t_a = 10$ ms, $t_d = 30$ ms, $t_{lag} = 30$ ms).

Beginnend mit der maximalen/minimalen Verlagerung (MV) und der halben maximalen/minimalen Verlagerung (HMV) der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) werden die Herausforderungen, die dabei erkannt werden, aufgezeigt. Die verschobenen Sitzeinstellungen sind vom Vorgehen in der Analyse gleich und im Appendix beschrieben (Appendix 14.3 und 14.4).

9.3.1 Analyse der Standard-Sitzeinstellung des H305 Dummys

Die zeitlich gekürzten und ausgewählten Insassenzustände der Pre-Crash Phase werden mit der In-Crash Phase kombiniert. Daraus ergeben sich für die Standard-Sitzeinstellung (Ps000) die Trajektorien in X-Z, welche in Abbildung 67 gezeigt werden. Die bereits diskutierten Pre-Crash Phasen sind im Diagramm für die MV eindeutig zu identifizieren, da es zu einer deutlichen Änderung der Bewegungsrichtung aufgrund der Pulsbelastung kommt. Ebenfalls die Rückverlagerungen, verursacht durch den Einfluss des PPT, sind für die MV und die HMV in Abbildung 67 durch die anfänglich negative X-Auslenkung zu erkennen. In der Vorverlagerung im In-Crash weisen die zwei 3 g Vorverlagerungen ohne PPT die geringste In-Crash Vorverlagerung auf. Beide Insassenzustände überschreiten bereits in der Pre-Crash Phase den Airbag-Kontaktpunkt und erfahren eine deutlich verfrühte Ankopplung an den Airbag, mit dem wiederum eine längere Kräfteinwirkung des Airbags auf den Dummykopf einhergeht. Durch den frühen Airbagkontakt wird auch die Z-Bewegung des Kopfes beschränkt. Grundsätzlich liegen alle in der Pre-Crash Phase vorverlagerten Insassenzustände mit deaktiviertem PPT in der maximalen Vorverlagerung im In-Crash über denen der Pre-Crash Phasen mit PPT (circa 20 mm bis 40 mm). Die Baseline, die aus der initialen Lage startet, liegt hier im Bereich der Insassenzustände, auf die ein PPT eingewirkt hat und liegt nahe der 0.6 g Bremsverzögerung mit PPT und der HMV.

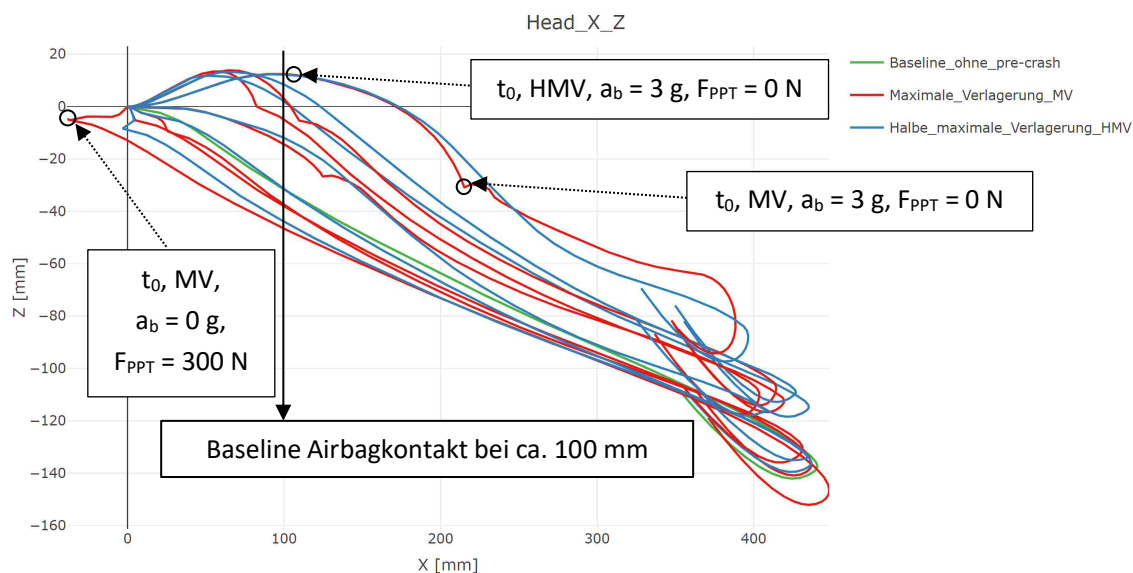


Abbildung 67: Trajektorien der ausgewählten Insassenzustände (Pre-Crash und In-Crash Phase) in X-Z für den Kopf des H305 Dummys in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Sieben Insassenzustände der MV und sechs Insassenzustände der HMV mit der folgenden In-Crash Phase und die Baseline ohne Pre-Crash Phase sind im Diagramm enthalten.

Tabelle 56 beinhaltet die aus den Trajektorien abzuleitende zeitliche Verzögerung des theoretischen Airbag-Kontaktzeitpunktes. Wie daraus zu entnehmen ist, liegen bereits bei In-Crash t_0 vier Insassenzustände weiter vor dem definierten Airbagkontakt-Wegpunkt des Baseline-Kontakts. Dieser Wegpunkt wird nur von

der 0 g Bremsverzögerung sowie der 0.6 g Bremsverzögerung mit aktiviertem PPT bei der HMV verspätet erreicht. Der zeitliche Versatz liegt dabei jedoch bei nur 1 ms bis circa 4 ms. Alle weiteren t_0 Insassenzustände erreichen den Wegpunkt in der In-Crash Phase verfrüht, die geringste zeitlich verfrühte Überschreitung wird dabei von der 0.6 g Bremsverzögerung mit aktiviertem PPT und der MV mit -0.4 ms bestimmt, das RR wird dabei um 2 % im Vergleich zur Referenz nur marginal erhöht. Ohne PPT liegt die zeitlich verfrühte Überschreitung bei kleiner -15 ms und erreicht ein Extremum bei der 0.6 g Bremsverzögerung und MV bei -25.5 ms. Die Auswirkungen dieser zeitlich weit auseinanderliegenden Kontaktzeitpunkte werden, bevor die Verletzungsrisiken diskutiert werden, noch mit der dazugehörigen Dynamik des Dummykopfes bei diesem Wegpunkt hinterlegt. Die Kopfposition der Baseline und zwei ausgewählte Insassenzustände (MV, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 300$ N, $\Delta t_{AK-WP} = +4.3$ ms und HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N, $\Delta t_{AK-WP} = -24.7$ ms) sind als Beispiel in Abbildung 68 dargestellt.

Tabelle 56: Zeitversatz zwischen tatsächlicher Airbag-Kontaktzeit der Standard-Sitzeinstellung und Erreichen des Wegpunkts der verlagerten Insassenzustände des H305 Dummys.

Pre-Crash Parameter	H305 MV – Zeitlicher Versatz	H305 HMV – Zeitlicher Versatz
	Δt_{AK-WP} [ms]	Δt_{AK-WP} [ms]
$a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 300$ N	4.3	-
$a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	-25.5	-15.4
$a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	-0.4	1.0
$a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	während der Pre-Crash Phase	-20.9
$a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	-3.8	-4.0
$a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	während der Pre-Crash Phase	während der Pre-Crash Phase
$a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	während der Pre-Crash Phase	-24.7

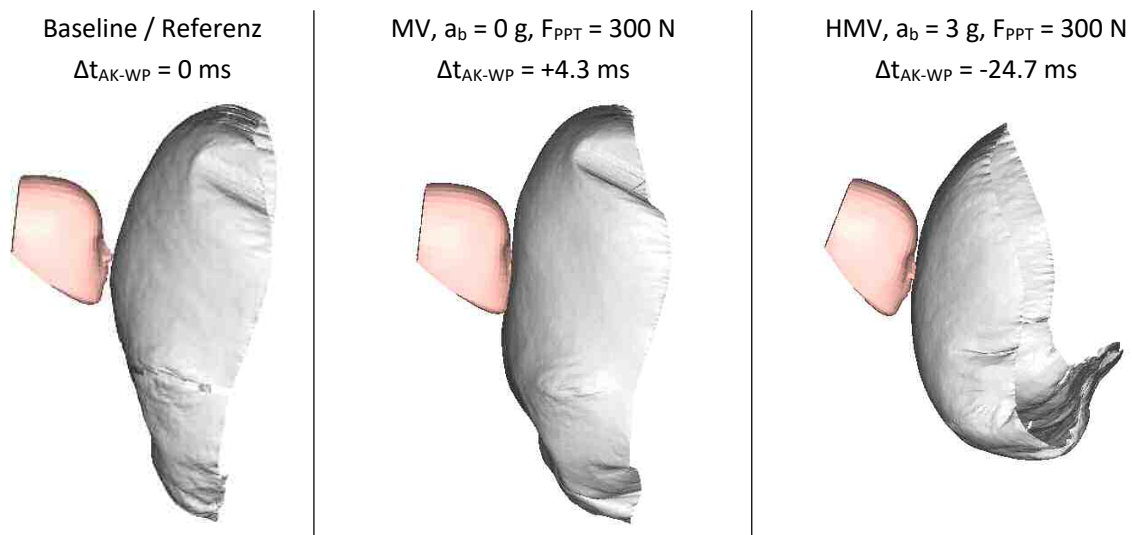


Abbildung 68: Kopfposition bei Airbagkontakt. Aufgrund 2.5 ms Schrittweite des Visualisierungsausoutputs nicht exakt darstellbar.

Tabelle 57 zeigt die Relativgeschwindigkeit in X des Dummykopfes. Im Vergleich zur Baseline der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) variieren die Relativgeschwindigkeiten der ausgewählten t_0 Insassenzustände stark zu dem Baselinewert. Das Maximum erreicht der am weitesten rückverlagerte Insassenzustand mit 7.5 m/s. Im Vergleich dazu ist der Wert des Insassenzustands bei MV der 0.6 g Bremsverzögerung mit deaktiviertem PPT mit 1.4 m/s am geringsten. Dies liegt an der zeitlich gesehen frühen Überschreitung des Wegpunktes, bei der die Pulsbelastung auf einem geringeren Niveau liegt (abhängig der Auslegung der strukturellen

Steifigkeit der Fahrzeugfront). Im Vergleich dazu weist die HMV bereits eine Relativgeschwindigkeit von 3.3 m/s auf, da in diesem Fall die Dynamik der Pre-Crash Phase einen stärkeren Einfluss aufweist. Da die Abweichung der Relativgeschwindigkeiten mit PPT in der Pre-Crash Phase geringer sind, liegen auch die In-Crash Relativgeschwindigkeiten der HMV Insassenzustände deutlich näher an den MV Werten. Die Abweichungen erreichen dabei maximal 0.5 m/s. Mit aktiviertem PPT stellen sich somit ähnlichere Zustände in der Dynamik beim Airbagkontakt-Wegpunkt ein als ohne dem PPT. Es führt zu einem kontrollierbaren System, mit geringeren zeitlichen Abweichungen zum Baseline-System, jedoch mit Tendenz zu erhöhten Relativgeschwindigkeiten für Bremsverzögerungen kleiner 0.6 g. Als nächster Schritt ist es nun von Interesse für den Kritikalitätsraum die Auswirkungen dieser geometrischen und kinematischen Abweichung zu analysieren. Diese sind in Tabelle 58 festgehalten.

Tabelle 57: Maximale Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf des H305 Dummys.

Pre-Crash Parameter	H305 MV – Relativgeschwindigkeit [m/s]	H305 HMV – Relativgeschwindigkeit [m/s]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	7.5	-
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	1.4	3.3
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	5.4	5.9
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	während der Pre-Crash Phase	3.1
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	4.2	4.5
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	während der Pre-Crash Phase	während der Pre-Crash Phase
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	während der Pre-Crash Phase	2.5

Alle Insassenzustände und deren mit dem H305 Referenz-Lastfall normierten Kriterienwerte sind in Tabelle 58 enthalten. In den Diagrammen in Abbildung 69 ist zudem das normierte RR über den drei wesentlichen Größen der Insassenzustandes dargestellt. Der HIC 15 liegt bei großen Vorverlagerungen deutlich reduziert zur Baseline und ist maximal um 63 % niedriger. In der maximalen Rückverlagerung ist jedoch ein Anstieg um 5 % zu erkennen. Die Brusteingdrückung (TD) ist für alle Insassenzustände erhöht und folgt dem Trend des HIC 15 für kleinere Werte bei höheren Vorverlagerungen sowie dem Maximum in der Rückverlagerung. Die Femurkräfte (Druck für die Bewertung) steigen in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) mit größeren Vorverlagerungen an, aufgrund des sehr niedrigen Referenzwertes sind auch Erhöhungen um den Faktor 9.9 nicht kritisch. Der NIJ ist bis auf den rückverlagerten Insassenzustand immer erhöht. Beispielsweise ist der NIJ ohne PPT mit 0.6 g um den Faktor 1.51 erhöht, der NIJ mit aktiviertem PPT liegt bei der gleichen Bremsverzögerung der Pre-Crash Phase bei nur 1.02.

Ein Trend aus dem Dynamikeinfluss zwischen MV und HMV ist hier nicht zu erkennen. Die starke Erhöhung der Nackendruckkräfte gegenüber der Referenz ist einerseits auf die sehr niedrige Referenzbelastung und andererseits auf die geänderte Kopffrotation und somit ungünstigere Übereinstimmung beim Airbagkontakt geschuldet. Die Nackenzugkräfte liegen bis auf zwei Insassenzustände über der Referenz und weisen im Trend eine geringfügige Erhöhung zu den größten Vorverlagerungen des Insassenzustands bei 3 g ohne PPT auf. Das normierte RR nimmt für minimale Vorverlagerungen die geringsten Werte ein und steigt mit Zunahme der Vorverlagerung des Insassenzustands. Der Einsatz eines PPT zur Reduktion der Vorverlagerung und Dynamik hat bis auf die HMV der 3 g Bremsverzögerung einen positiven Einfluss auf die Bewertung und kann das Risiko auf einem ähnlichen Level, zu dem der Referenz halten.

Tabelle 58: Kriterienwerte der verlagerten Insassenzustände bei t_0 (MV und HMV), normiert mit den Ergebnissen der H305 Referenz in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) aus Tabelle 49 inklusive des Referenz-Lastfalls und der Baseline der Sitzeinstellung. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der H305 Referenz)

Pre-Crash Parameter	Normiertes Verletzungsrisiko						
	HIC15 _n [-]	TD _n [-]	F _{Femur,n} [-]	NIJ _n [-]	F _{NT,n} [-]	F _{NC,n} [-]	RR _n [-]
Referenz, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 0$ N	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
Baseline Ps000 = Referenz	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
MV, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 300$ N	1.05	1.14	0.65	0.85	1.42	3.24	1.06
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.53	1.05	4.97	1.51	0.93	3.61	1.17
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.79	1.08	1.15	1.02	1.21	1.33	1.02
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.44	1.02	6.74	1.60	1.11	4.86	1.20
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.83	1.04	2.18	1.07	1.08	3.29	1.02
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.40	1.04	8.97	1.69	1.76	2.63	1.25
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.37	1.02	1.73	1.64	1.09	4.01	1.20
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.69	1.08	3.20	1.39	1.33	3.48	1.15
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.93	1.06	2.33	1.05	1.19	2.41	1.05
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.60	1.08	7.28	1.47	1.16	4.90	1.18
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.79	1.05	1.25	1.02	0.90	2.84	1.00
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.59	1.08	9.90	1.30	1.96	2.84	1.13
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.45	1.02	1.09	1.67	1.07	6.13	1.21

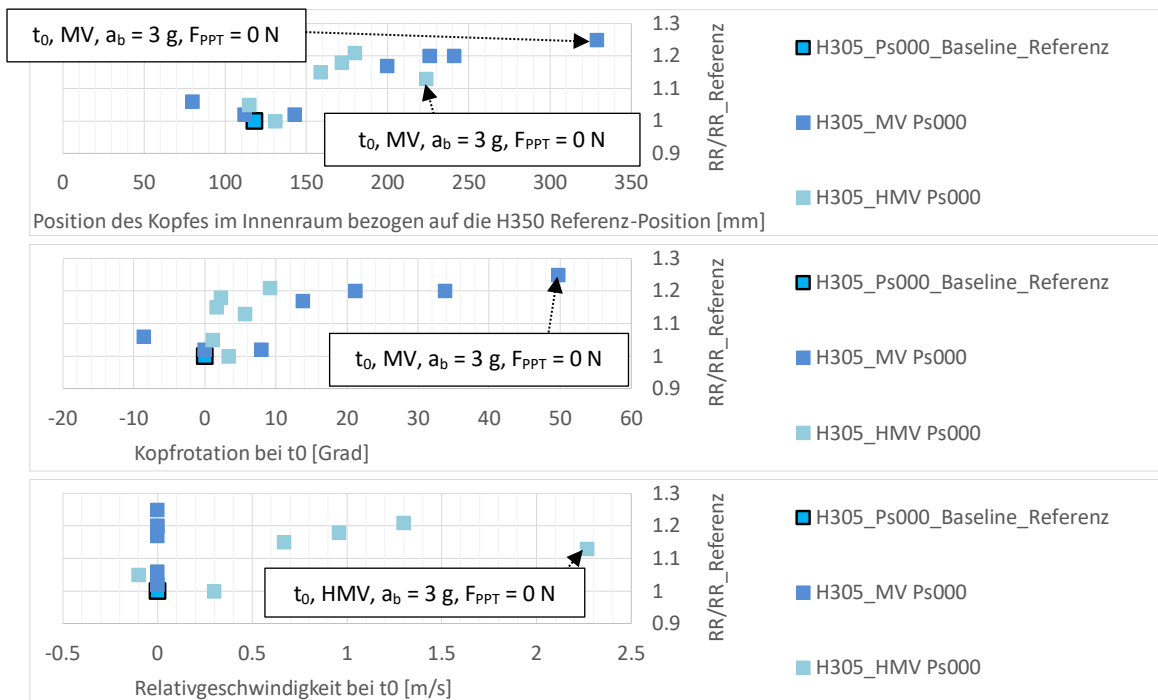


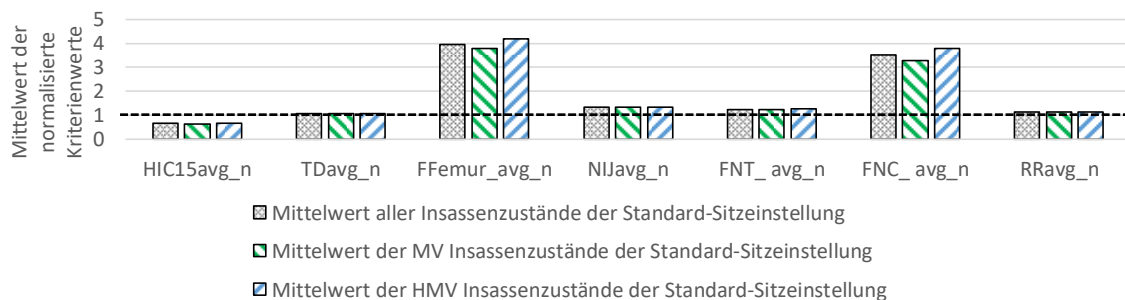
Abbildung 69: Normiertes RR über der Verlagerung im Innenraum, der Kopprotation und der Relativgeschwindigkeit des Kopfes.

Tabelle 59 zeigt die Mittelwerte der MV, HMV und den Mittelwert aller Insassenzustände in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Der HIC 15 ist im Mittel das einzige Kriterium, das durch die geänderten Insassenzustände verringert wird. Alle anderen Kriterien sowie das RR werden im Mittel erhöht.

Bei Betrachtung der Mittelwerte der MV im Vergleich zu HMV ist zu erkennen, dass eine Verschlechterung des NIJ für die MV auftritt und auch der Mittelwert des RR erhöht ist.

Tabelle 59: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung und der Mittelwert der Kriterien der HMV und MV Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung des H305 Dummies. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der H305 Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

		HIC15 $_{avg_n}$	TD $_{avg_n}$	F $_{Femur_avg_n}$	NIJ $_{avg_n}$	F $_{NT_avg_n}$	F $_{NC_avg_n}$	RR $_{avg_n}$
		[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]
Mittelwert	aller							
Insassenzustände	der	0.65	1.06	3.96	1.33	1.25	3.51	1.13
Standard-Sitzeinstellung								
Mittelwert	der							
Insassenzustände	der	0.63	1.06	3.77	1.34	1.23	3.28	1.13
Standard-Sitzeinstellung								
Mittelwert	der							
Insassenzustände	der	0.68	1.06	4.18	1.32	1.27	3.77	1.12
Standard-Sitzeinstellung								



9.3.2 Analyse der Standard-Sitzeinstellung des H350 Dummies

Abbildung 70 zeigt die Trajektorien in Z über X der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Baseline dieser Gruppe ist gleichzeitig die Referenz für den H350 Dummy und wurde bereits im Kapitel 9.1 behandelt. Die Referenz weist die größte In-Crash Vorverlagerung auf, gefolgt von dem am weitesten rückverlagerten Insassenzustand. Der Insassenzustand mit der größten MV ist wiederum der mit der geringsten In-Crash Vorverlagerung und kommt dabei auf circa 152 mm. Die maximale Absenkung des Kopfes liegt bei circa 86 mm. Auch in der Standard-Sitzeinstellung kommt es im Rebound zu einer signifikanten Anhebung des Kopfes, diese ist für den HMV Insassenzustand der 3 g Pre-Crash Phase ohne PPT am größten.

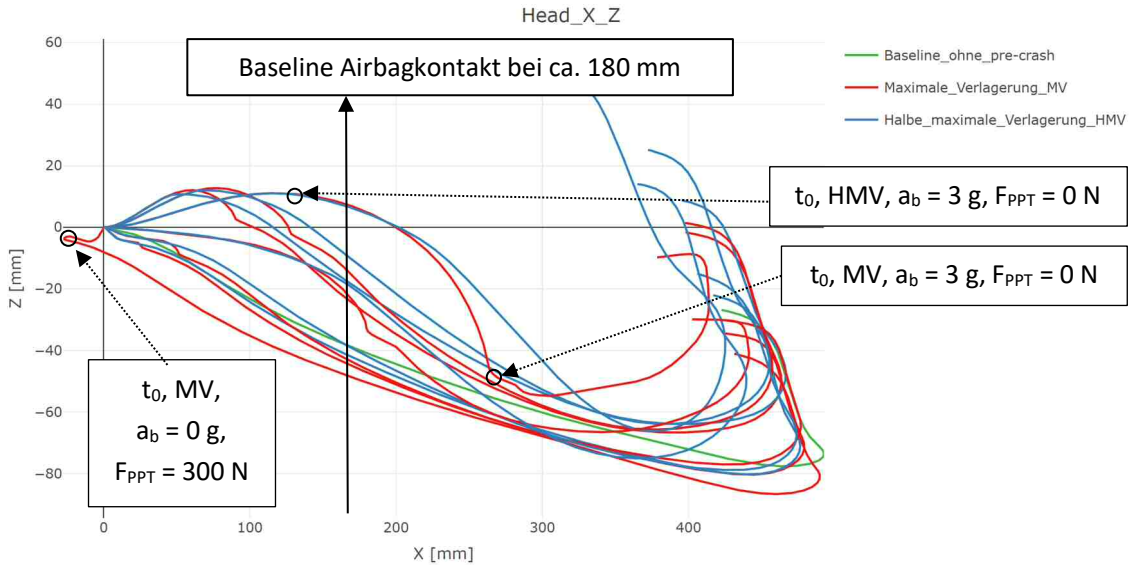


Abbildung 70: Trajektorien der ausgewählten Insassenzustände (Pre-Crash und In-Crash Phase) in X-Z für den Kopf des H350 Dummys in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Sieben Insassenzustände der MV und sechs Insassenzustände der HMV mit der folgenden In-Crash Phase und die Baseline ohne Pre-Crash Phase sind im Diagramm enthalten.

Als nächster Schritt für die Standard-Sitzeinstellung (Ps000) werden wieder die zeitlichen Verzögerungen bei Erreichen des Airbagkontakt-Wegpunkt diskutiert, die in Tabelle 60 enthalten sind. Der zur Referenz geringfügig rückverlagerte Zustand erreicht den Wegpunkt 2.8 ms später und bringt eine Erhöhung der Relativgeschwindigkeit von 0.8 m/s (7 %) im Vergleich zu dem Baseline Insassenzustand mit sich. Der Insassenzustand der 0.6 g Pre-Crash Phase mit aktivem PPT trifft zur gleichen Zeit auf den Airbag, nur mit einer unterschiedlichen Ausrichtung des Körpers und einer um 1.1 m/s geringeren Relativgeschwindigkeit. Ein Insassenzustand liegt mit der größten Vorverlagerung bereits in der Pre-Crash Phase hinter diesem Wegpunkt und trifft stark verfrüht auf den Airbag. Dadurch wird auch die zuvor genannte kurze In-Crash Vorverlagerung erklärt. Die Insassenzustände aus den 3 g Pre-Crash Phasen weisen mit -14.8 ms bis -28.9 ms die absolut gesehen höchsten zeitlichen Verschiebungen auf. Die Insassenzustände der 0.6 g und 1 g Pre-Crash Phasen liegen bei circa 5 ms beziehungsweise circa 10 ms vor dem Wert der Referenz. Der zeitliche Unterschied stellt sich zwischen HMV und MV nur für die Insassenzustände der 3 g Phasen abweichend dar. Die Kopfposition der Baseline und zwei ausgewählte Insassenzustände (MV, $a_b = 0\text{ g}$, $F_{PPT} = 300\text{ N}$, $\Delta t_{AK-WP} = 2.8\text{ ms}$ und HMV, $a_b = 3\text{ g}$, $F_{PPT} = 300\text{ N}$, $\Delta t_{AK-WP} = -14.8\text{ ms}$) sind als Beispiel in Abbildung 71 dargestellt.

Tabelle 60: Zeitversatz zwischen tatsächlicher Airbag-Kontaktzeit der Standard-Sitzeinstellung und Erreichen des Wegpunkts der verlagerten Insassenzustände des H350 Dummys.

Pre-Crash Parameter	H305 MV – Zeitlicher Versatz	H350 HMV – Zeitlicher Versatz
	Δt_{AK-WP} [ms]	Δt_{AK-WP} [ms]
$a_b = 0\text{ g}$, $F_{PPT} = 300\text{ N}$	2.8	-
$a_b = 0.6\text{ g}$, $F_{PPT} = 0\text{ N}$	-5.6	-5.4
$a_b = 0.6\text{ g}$, $F_{PPT} = 300\text{ N}$	0.0	-0.3
$a_b = 1\text{ g}$, $F_{PPT} = 0\text{ N}$	-9.8	-9.0
$a_b = 1\text{ g}$, $F_{PPT} = 300\text{ N}$	-1.1	-1.9
$a_b = 3\text{ g}$, $F_{PPT} = 0\text{ N}$	während der Pre-Crash Phase	-28.9
$a_b = 3\text{ g}$, $F_{PPT} = 300\text{ N}$	-17.8	-14.8

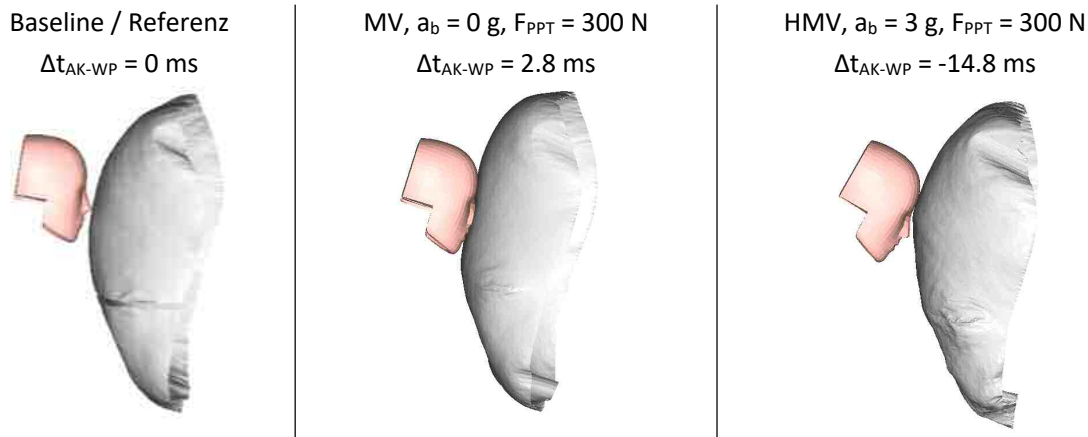


Abbildung 71: Kopfposition bei Airbagkontakt. Aufgrund 2.5 ms Schrittweite des Visualisierungsausputs nicht exakt darstellbar.

Tabelle 61 enthält die maximalen Relativgeschwindigkeiten bei Erreichen des theoretischen Airbagkontakt-Wegpunktes. Diese sind für alle MV stärker abweichend als für die Gruppe der HMV. Die größte MV weist am Wegpunkt eine Relativgeschwindigkeit von nur 1.9 m/s zum Fahrzeug auf und liegt damit um 9.3 m/s unter der Relativgeschwindigkeit der Referenz. Die maximale Relativgeschwindigkeit stellt sich mit 11.9 m/s wieder für den rückverlagerten Insassenzustand ein. Bis zum Insassenzustand der 1 g Phase liegen die Relativgeschwindigkeiten der MV und HMV mit aktivem PPT in der Pre-Crash Phase auf einem ähnlichen Niveau (Tabelle 61, 11.9 m/s, 10.0 m/s, 10.2 m/s, 9.1 m/s und 9.3 m/s).

Tabelle 61: Maximale Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf des H350 Dummys in der Standard-Sitzeinstellung.

Pre-Crash Parameter	H350 MV –	H350 HMV –
	Max. Relativgeschwindigkeit [m/s]	Max. Relativgeschwindigkeit [m/s]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	11.9	-
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	7.1	8.1
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	10.0	10.2
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	5.0	6.7
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	9.1	9.3
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	während der Pre-Crash Phase	4.7
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	1.9	5.0

Tabelle 62 fasst alle Kriterien der aus den In-Crash Daten ermittelten Werte für die zu evaluierenden Insassenzustände zusammen. In den Diagrammen in Abbildung 72 ist zudem das normierte RR über den drei wesentlichen Größen des Insassenzustandes dargestellt. Für das RR liegen alle Insassenzustände unter der Referenz. Für die Kriterien, aus dem sich das RR schlussendlich zusammensetzt, lassen sich jedoch Erhöhungen der einzelnen Kriterienwerte ablesen. Dies trifft nicht auf den HIC 15 zu, der über den gesamten Bereich nur Verbesserungen erzielt. Dabei wird eine maximale Reduktion von 85 % für die größte MV erreicht. Der HIC 15 ist in diesem Fall, neben dem NIJ, maßgeblich für die Höhe des RR verantwortlich. Die am geringsten verbesserte Bewertung findet sich beim rückverlagerten Insassenzustand (MV, $a_b = 0 \text{ g}$, $F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$ in Tabelle 62) und für den Insassenzustand der HMV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$ mit einer Kopfvorverlagerung in X von 44.8 mm und einer Relativgeschwindigkeit von 0.7 m/s (Daten der Insassenzustände aus Tabelle 46). Die Brusteingdrückung schwankt nur minimal um den Referenzwert. Für die Femurkraft, den NIJ und die Nackendruckkraft sind vereinzelt starke Abweichungen zu erkennen. Diese können eine Abweichung von mehr als 100 % zur Referenz betragen und weisen für größere Vorverlagerungen schlechtere Werte auf. Bei der Nackenzugkraft kann in den meisten Fällen eine

signifikante Verbesserung erzielt werden. Nur in den rückverlagerten und weit vorverlagerten Insassenzuständen finden sich Werte der Nackenzugkraft größer gleich der Referenz (maximal 35 %).

Tabelle G2: Kriterienwerte der verlagerten Insassenzustände bei t_0 (MV und HMV), normiert mit den Ergebnissen der H350 Referenz in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) aus Tabelle 49 inklusive des Referenz-Lastfalls und der Baseline der Sitzeinstellung. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz)

Pre-Crash Parameter	Normiertes Verletzungsrisiko						
	HIC15 _n [-]	TD _n [-]	F _{Femur_n} [-]	NIJ _n [-]	F _{NT_n} [-]	F _{NC_n} [-]	RR _n [-]
Referenz, $a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
Baseline Ps000 = Referenz	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
MV, $a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.97	0.98	1.17	0.78	1.00	0.87	0.92
MV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.66	1.02	1.06	1.10	0.58	1.32	0.73
MV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.80	0.97	1.29	0.83	0.50	1.12	0.77
MV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.56	1.01	1.10	0.86	0.71	0.97	0.63
MV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.70	0.95	1.10	0.82	0.51	1.20	0.68
MV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.15	0.94	2.02	1.94	1.09	2.87	0.74
MV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.26	0.96	1.43	1.22	0.76	1.57	0.59
HMV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.85	1.05	1.48	1.20	0.70	1.38	0.92
HMV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.88	0.97	1.11	0.88	0.53	1.15	0.84
HMV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.75	1.08	2.28	1.17	0.90	1.39	0.85
HMV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.78	0.99	1.18	1.07	0.59	1.36	0.80
HMV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.71	0.98	2.49	1.60	1.35	2.46	0.85
HMV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.58	1.00	1.23	1.34	0.95	1.63	0.72

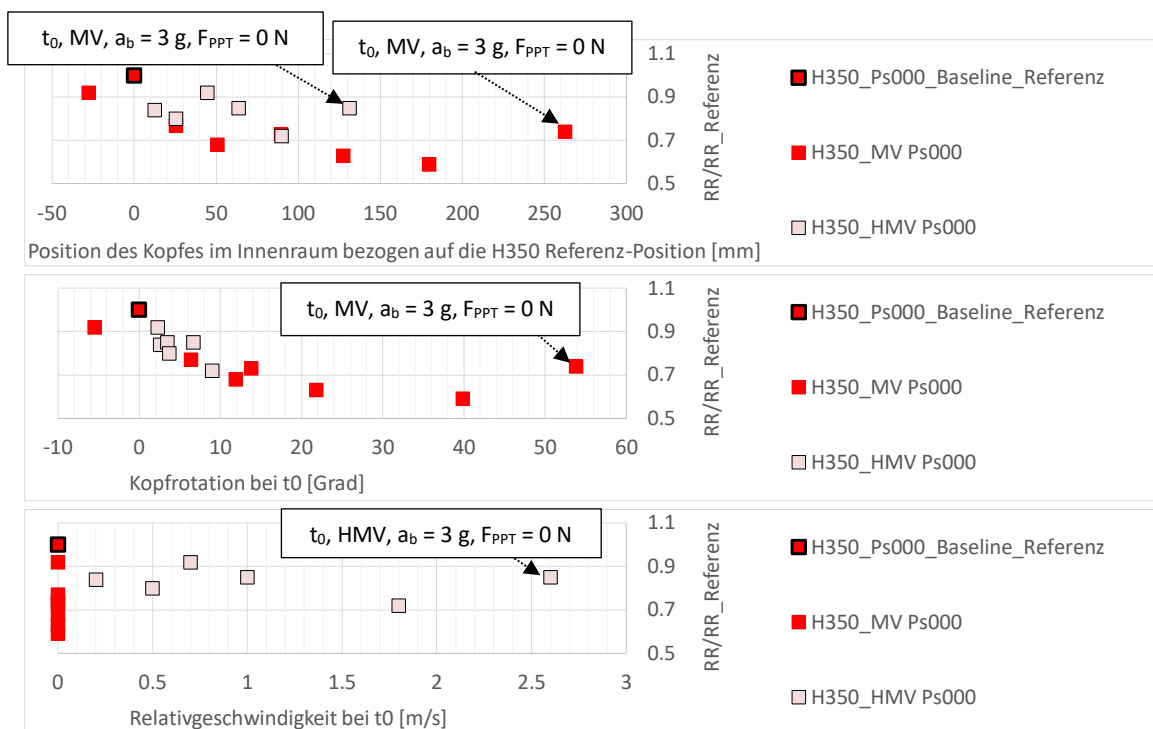
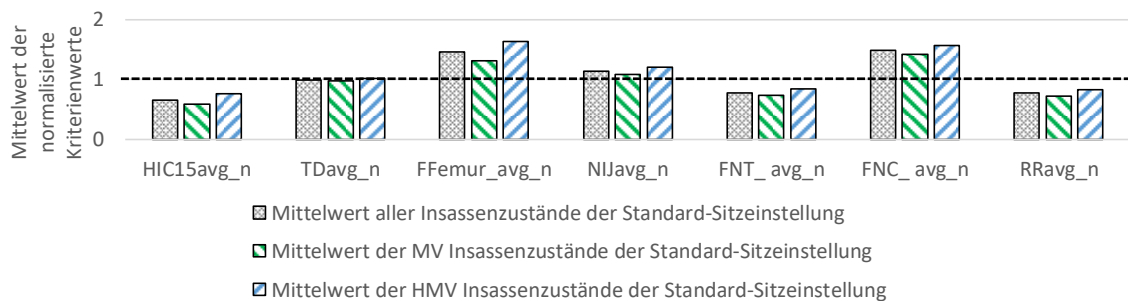


Abbildung 72: Normiertes RR über der Verlagerung im Innenraum, der Kopfrotation und der Relativgeschwindigkeit des Kopfes.

In Tabelle 63 ist der Mittelwert der Kriterien aller Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung beziehungsweise die Mittelwerte der Kriterien der MV und HMV Insassenzustände aufgelistet. Für die Standard-Sitzeinstellung (Ps000) liegt der Mittelwert des RR im Vergleich zur Referenz in einem reduzierten Bereich vor. Die Verschlechterung der Kriterienwerte betreffen die Femurkraft, den NIJ und die Nackendruckkraft, die im Mittel um 46 %, 14 % und 48 % im Vergleich zur Referenz erhöht sind. Die Brusteindrückung ist im Mittel nahezu ident. Der HIC ist im Mittel um 34 %, die Nackenzugkraft im Mittel um 22 % und das RR im Mittel um 23 % reduziert. Die Abweichungen der Mittelwerte der HMV im Vergleich zu MV zeigen ein klares Bild. Im Mittel liegen die zwei Gruppen der Insassenzustände deutlich auseinander. Die HMV Insassenzustände schneiden dabei um bis zu 17 % (für den HIC 15) schlechter ab. Die geringste Abweichung fällt auf die Brusteindrückung mit nur 3 % Differenz aus.

Tabelle 63: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung und der Mittelwert der Kriterien der HMV und MV Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung des H350 Dummys. (Erweiterung $n =$ normiert mit dem Wert der H350 Referenz, Erweiterung $_{avg} =$ Mittelwert)

		HIC15 $_{avg_n}$	TD $_{avg_n}$	F $_{Femur_avg_n}$	NIJ $_{avg_n}$	FNT $_{avg_n}$	FNC $_{avg_n}$	RR $_{avg_n}$
		[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]
Mittelwert	aller							
Insassenzustände	der	0.66	0.99	1.46	1.14	0.78	1.48	0.77
Standard-Sitzeinstellung								
Mittelwert	der							
Insassenzustände	der	0.59	0.98	1.31	1.08	0.74	1.42	0.72
Standard-Sitzeinstellung								
Mittelwert	der							
Insassenzustände	der	0.76	1.01	1.63	1.21	0.84	1.56	0.83
Standard-Sitzeinstellung								



9.4 Zusammenfassung der ausgewählten Insassenzustände im Kritikalitätsraum mit dem Standard Rückhaltesystem

Es wurden in Summe 91 Insassenzustände bei t_0 (4 Sitzeinstellungen des H350 & 3 Sitzeinstellungen des H305, 7 MV Insassenzustände, 6 HMV Insassenzustände), die am Ende der Pre-Crash Phase auftreten können, hinsichtlich ihrer Kinematik und des Verletzungsrisikos evaluiert. Die wichtigsten Aussagen des Kritikalitätsraumes werden für die nachfolgende Optimierungs- und Robustheitsuntersuchung sowie für die Ableitung der Sensoranforderungen zusammengefasst.

In Abbildung 73 sind alle normierten RR des H350 Kritikalitätsraumes über der verlagerten Position des Kopfes im Innenraum bei t_0 des Fahrzeugs dargestellt. Die Referenz des H350 liegt bei 0 mm, alle weiteren Ergebnisse sind auf diese bezogen. Die Verletzungsrisiko ist in einigen wenigen Fällen erhöht, dies beschränkt sich jedoch mit knapp 18 % auf ein mit dem Standardrückhaltesystem evaluiertes Gesamtsystem. Hingegen fallen alle Bewertungen der verlagerten Insassenzustände unter einem

normierten Wert von 0.9 in die nächsthöhere Kategorie (4 Sterne). Unter dem normierten Wert von 0.6 beginnt der fünf „Sterne-Bereich“, der von zwei Varianten erreicht wird. Die meisten Risikoerhöhen liegen bei den Baseline Insassenzuständen und bei den mittleren Vorverlagerungen mit einer Relativgeschwindigkeit bei t_0 Werten. Entsprechend sind die Dynamik beziehungsweise eine geringere Vorverlagerung entscheidende Faktoren zur Erhöhung des Risikos. Dies kann mit einer höheren kinetischen Energie bei t_0 und einem nur geringfügig verkürzten Weg bis zum Airbagkontakt begründet werden. Bis auf die rückverlagerten Insassenzustände der Pf050, Pr075 und Pr150 Position sind alle MV kleiner der Referenz und erzielen im Fall der Pr075 und Ps000 Sitzeinstellung eine Reduktion des Risikos von knapp über 40 %. Auch wenn die Insassenzustände der MV aufgrund der Kopffrotation vermeintlich ungünstig erscheinen, wirkt sich eine frühere Ankopplung mit dem Airbag bei niedrigerer kinetischer Energie mit dem verwendeten Insassenmodell bezogen auf das RR positiv aus.

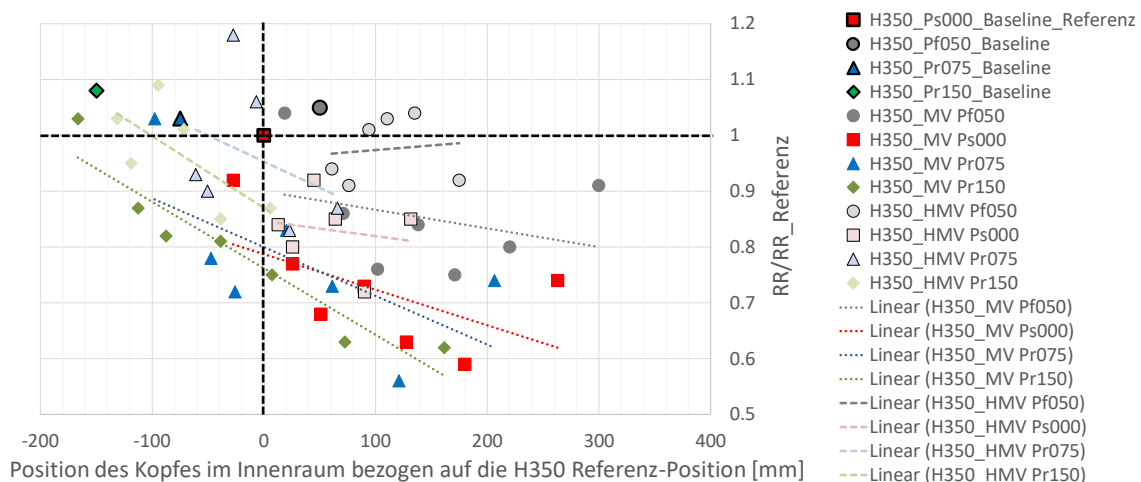


Abbildung 73: Der Kritikalitätsraum des H350, RR/RR_Referenz vs. Verlagerung bei t_0 im Fahrzeuginnenraum (0 mm = Kopfposition H350 ohne Pre-Crash Phase in der Standard-Sitzeinstellung). Zusätzlich zu den Einzelergebnissen sind die Regressionsgeraden der MV und HMV Insassenzustände im Diagramm eingezeichnet.

Tabelle 64 fasst die Mittelwerte der Insassenzustände der Sitzeinstellungen zusammen. Die geringsten RR treten im Mittel bei den Insassenzuständen der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) auf, was auch auf die Abstimmung des RHS auf die Baseline der Standard-Sitzeinstellung zurückzuführen ist (=Referenz-Lastfall).

Die wichtigsten Aussagen für den H350 Dummy können wie folgt zusammengefasst werden:

- Die rückwärts verschobenen sind nahezu ident im Mittel und etwas erhöht zum Mittelwert der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die um 50 mm vorwärts verschobene Sitzeinstellung (Pf050) erzielt im Mittel die höchste Verletzungsrisikobewertung. Der Mittelwert des Verletzungsrisikos der einzelnen Sitzeinstellungen liegt jedoch deutlich unter dem Verletzungsrisiko der Referenz, was in diesen Fällen aufgrund der abweichenden Insassenzustände bei t_0 der unterschiedlichen Sitzeinstellungen eine Verbesserung ohne eine weitere Optimierung mit sich bringt.
- Die Kriterien zeigen bis auf den NIJ und die Nackenzugkraft abweichende Tendenzen. Während der HIC 15 im Mittel über alle Insassenzustände stabil bleibt, steigt die Brusteingdrückung bei weiter hinten liegenden Sitzeinstellungen an.

- Die Femurkraft verhält sich umgekehrt und sinkt ab, je weiter der Sitz nach hinten verschoben ist. Die Nackendruckkraft ist in der Reihenfolge zur Nackenzugkraft gespiegelt und weist das geringste Mittel in der Pr075 Position auf, in der Pf050 Sitzeinstellung ist es mit 93 % über der Referenz am Höchsten.

Schon beim H350 Dummy ist die teilweise stark gegenläufige Entwicklung der Verletzungskriterien zu beobachten. Da das Risiko im Mittel reduziert werden kann, ohne eine weitere Optimierung der Rückhalteeinstellungen vorgenommen zu haben, kann auf neue Rückhaltemittel verzichtet werden.

Tabelle 64: Verletzungskriterien der maximalen/minimalen verlagerten Insassenzustände mit den Ergebnissen der generischen Baseline bei Ps000 normiert. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz)

Mittelwert der Kriterien aller Insassenzustände für	HIC15 _{avg_n} [-]	TD _{avg_n} [-]	F _{Femur_avg_n} n [-]	NIJ _{avg_n} [-]	F _{NT_avg_n} [-]	F _{NC_avg_n} [-]	RR _{avg_n} [-]
Pf050	0.63	0.97	6.29	1.43	0.89	1.93	0.91
Ps000	0.66	0.99	1.46	1.14	0.78	1.48	0.77
Pr075	0.68	1.10	1.14	1.22	1.04	1.08	0.86
Pr150	0.57	1.19	0.71	1.39	1.47	1.16	0.87

Abbildung 74 zeigt das vom Aufbau gleiche Diagramm wie zuvor beim H350 Dummy, jedoch mit den Ergebnissen des H305 Dummies. Das normierte RR zeigt im Vergleich zur Referenz für die Insassenzustände eine eindeutige Erhöhung und liegt mit der Baseline bei Pr225 95 % über der Referenz. Allgemein sind die Insassenzustände der Pr225 Sitzeinstellung mit Abstand die mit dem größten Risiko des H305 Dummies, auch wenn sich dies mit größerer Vorverlagerung stark reduziert. Es bleibt eine mindestens 38 % Steigerung des Risikos erhalten. Dies ist auf eine stärker vom Gurt geprägten Rückhaltung geschuldet (TD_{avg_n} +27 %) und führt zudem zu einer ungünstigen Kombination für den Kopf beim Airbagkontakt (NIJ_{avg_n} +84 %) und davor zu einer erhöhten Nackenzugkraft (F_{NT_avg_n} +173 %) durch die längere nicht am Airbag angekoppelte Phase. Für die zwei weiter vorne gelegenen Sitzeinstellungen liegen die Baseline Insassenzustände auf das Risiko bezogen nur 10 % voneinander entfernt. Für beide Sitzeinstellung gilt, dass eine in der Nähe der Referenz befindlich Kopflage bei t_0 ein geringeres Risiko aufweist und auf die Abstimmung der Referenz zurückgeführt werden kann. Vor und nach dieser Referenzposition kann es zu Risikoerhöhungen bis zu 26 % kommen.

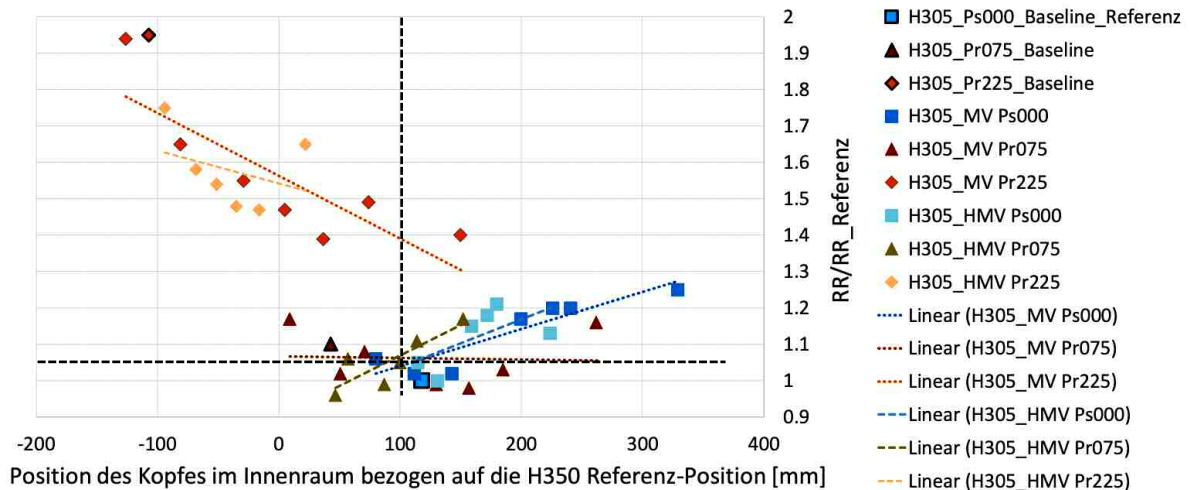


Abbildung 74: Der Kritikalitätsraum des H305, RR/RR_Referenz vs. Verlagerung bei t_0 im Fahrzeuginnenraum (0 mm = Kopfposition H350 ohne Pre-Crash Phase in der Standard-Sitzeinstellung). Zusätzlich zu den Einzelergebnissen sind die Regressionsgeraden der MV und HRV Insassenzustände im Diagramm eingezeichnet.

Tabelle 65 enthält die Mittelwerte der normierten Einzelkriterien und des normierten RR für alle Sitzeinstellungen.

Die wichtigsten Aussagen für den H305 Dummy können wie folgt zusammengefasst werden:

- Das RR weist in der hintersten Sitzeinstellung das höchste Verletzungsrisiko basierend auf den ausgewerteten Kriterien vor, beim H350 ist es im Mittel in der vordersten Sitzeinstellung. Eine Sitzverschiebung in der Pre-Crash Phase nach vorne wird empfohlen.
- Die Sitzeinstellung mit dem niedrigsten Mittelwert des RR der analysierten Insassenzustände befindet sich in der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung (Pr075). Diese liegen in der Verlagerung am nächsten an der Referenzposition, auf die das Rückhaltesystem abgestimmt ist.
- Der HIC 15 wird von Ps000 zu Pr225 im Mittel erhöht, liegt aber in allen drei Sitzeinstellungen unter der Referenz. Ist es für die vorderen noch eine frühere Ankopplung, liegt der Grund für die am weitesten rückwärts verschobene Sitzeinstellung bei der reduzierten Airbag-Einwirkung (reduzierte Gegenkraft). Ein Kopf-Kontakt mit den unteren Extremitäten kann den HIC 15 jedoch stark überhöhen und der Airbagkontakt entfällt gänzlich.
- Die Brust eindrückung und die Nackenzugkraft weisen den gleichen Trend wie der HIC 15 auf und steigen im Mittel für weiter hinten liegende Sitzeinstellungen an. Dies kann der längeren Phase der Gurtrückhaltung zugeordnet werden.
- Die Femurkraft fällt im Mittel zur Pr075 Position ab und steigt in der am weitest hinten liegenden wieder an. In der vordersten Sitzeinstellung und größeren Verlagerung hat das Knie einen längeren und härteren Kontakt mit der Instrumententafel, wobei in der hintersten Sitzeinstellung die Bein Streckung und die Krafteinleitung über den Fußraum ausschlaggebend sind (F_{Femur} = Femurdruckkraft).

- Die Nackendruckkraft sinkt Richtung größerer rückwärts verschobener Sitzeinstellungen und ist auf eine reduzierte Airbageinwirkung zurückzuführen.

Der Kritikalitätsraum des H305 Dummy wird aufgrund der generellen Risikoerhöhung und der höheren Sensitivität, vor allem bei höherer Dynamik, bei abweichenden Insassenzustände unterschiedlicher Sitzeinstellungen für eine weitere Analyse zur Optimierung und Robustheitsuntersuchung herangezogen.

Tabelle 65: Verletzungskriterien der maximalen/minimalen verlagerten Insassenzustände mit den Ergebnissen der generischen Baseline bei Ps000 normiert. (Erweiterung_n = normiert mit dem Wert der Referenz)

Mittelwert der Kriterien aller Insassenzustände für	HIC15 _{avg_n} [-]	TD _{avg_n} [-]	F _{Femur_avg_n} [-]	NIJ _{avg_n} [-]	F _{NT_avg_n} [-]	F _{NC_avg_n} [-]	RR _{avg_n} [-]
Ps000	0.65	1.06	3.96	1.33	1.25	3.51	1.13
Pr075	0.81	1.09	1.01	1.04	1.42	3.28	1.06
Pr225	0.93	1.27	1.55	1.84	2.73	2.70	1.57

Die Ergebnisse des Kritikalitätsraumes, welche sich auf die Sitzeinstellung beziehen, sind in Abbildung 75 dargestellt. Das RR des H350 sowie des H305 Dummies sind mit dem jeweiligen Kriteriumswert des Referenz-Lastfalls normiert und somit nicht direkt miteinander vergleichbar. Wie bereits beschrieben ist beim H305 Dummy die Pr075 Sitzeinstellung die mit dem geringsten Mittelwert des RR. Beim H350 ist es die Standard-Sitzeinstellung (Ps000).

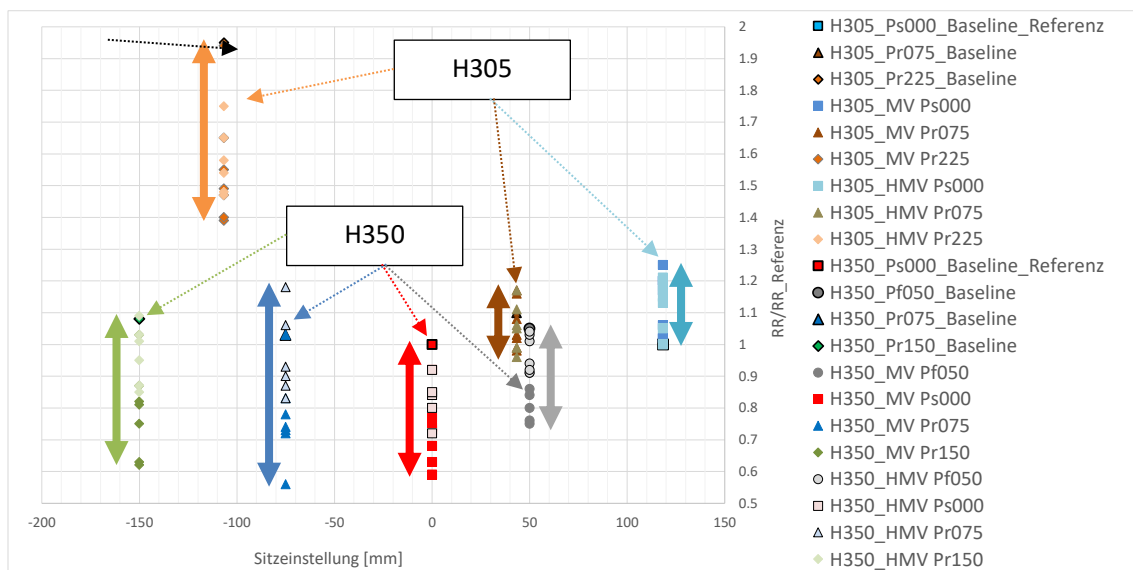


Abbildung 75: Darstellung der Verteilung des normierten RR der Baseline- und verlagerten Insassenzustände über der Sitzeinstellung.

10 ANFORDERUNGSANALYSE VON ZWEI INSASSENZUSTÄNDEN BEI CRASHBEGINN

Nachdem der Kritikalitätsraum mit den generischen Standard-Rückhaltesystemparametern aufgebaut wurde, wird im nächsten Schritt die Anforderungsanalyse durchgeführt (Abbildung 76). Mit der Anforderungsanalyse soll das Potential zur Reduktion der Verletzungsrisiken der Insassenzustände und dessen Robustheit durch eine zeitliche Abweichung der In-Crash Zuordnung bestimmt werden. Die finale Aussage der Anforderungsanalyse ist zudem für die Einstufung der Sensoranforderung, die in Kapitel 11 vorgenommen wird, wesentlich. Ohne einer Innenraumsensorik und somit keiner individuellen Anpassung der Rückhaltesystemparameter, treten grundsätzlich die Ergebnisse des Kritikalitätsraumes in der Realität ein, da auf beispielsweise Verlagerungen, Relativgeschwindigkeiten, Insassengrößen und Rotationen nicht reagiert werden kann.

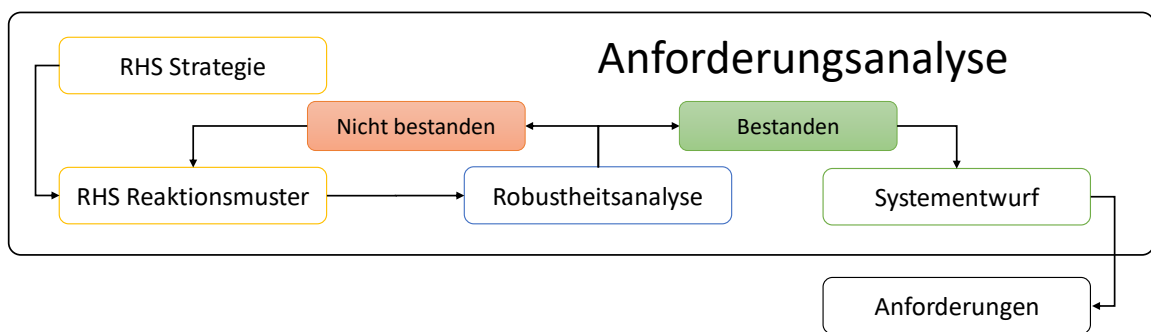


Abbildung 76: Die Anforderungsanalyse zur Ableitung der Spezifikationen der Innenraumsensorik und die RHS Parameter als Eingangsgrößen.

Es werden in der Anforderungsanalyse zwei Ergebnisse des H305 Dummys des Kritikalitätsraumes für eine Optimierung der Rückhalteeigenschaften und Robustheitsuntersuchung herangezogen. Es soll gezeigt werden, dass sich mit einer Erfassung und Klassifizierung des Insassenzustands mittels entsprechender Sensorik und Änderung der Rückhaltestrategie eine Verbesserung des Risikos einstellen kann.

10.1 Potentialbestimmung ausgewählter Insassenzustände des Kritikalitätsraumes

Für die Potentialbestimmung werden aus dem Kritikalitätsraum die in Tabelle 66 gelisteten Insassenzustände und deren Ergebnisse im In-Crash herangezogen. Für zukünftige Entwicklungen wird angenommen, dass aktive PPT Funktionen vermehrt in Fahrzeugen verbaut sein werden. Der Grund dieser Annahme ist, dass die Insassenerfassung auch in der Euroncap Roadmap 2025 [EURONCAP (2019d)] enthalten ist (ab 2020), in einem ersten Schritt jedoch ohne Bewertung der Zustandserfassung (Position) definiert wird und sich auf beispielsweise Müdigkeitserkennung und darauffolgende Warnung beschränkt. Zweitens ist die 1 g Bremsverzögerung aufgrund der realistischeren Beanspruchung des Dummys in der Pre-Crash Phase gewählt worden. Der Insassenzustand der MV in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) wird für die Potentialermittlung für vernachlässigbare Dynamik, kleine Vorverlagerungen und eine kleine Kopffrotation ausgewählt. Damit auch die Dynamik (Relativgeschwindigkeit) der Pre-Crash Phase in der Potentialermittlung evaluiert werden kann, wird aus der Pr225 der Insassenzustand der HMV ausgewählt. Zusätzlich ist damit gegensätzlich zum Insassenzustand der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) des H305

Dummys ein Zustand mit noch geringer Kopffrotation, leicht erhöhter Vorverlagerung in einer zum Airbag weiter entfernten Position enthalten. Beide Simulationen beziehen sich auf den H305 Dummy, da sich dieser Dummy deutlich sensitiver und vor allem mit höherer Abweichung zum RR der Referenz im Kritikalitätsraum gezeigt hat und dadurch eventuell ein Potential zur RR Reduktion vorhanden ist.

Tabelle 66: Kriterien der verlagerten Insassenzustände mit den Ergebnissen des H305 Referenz-Lastfalls in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) normiert. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz)

	HIC15 _n [-]	TD _n [-]	F _{Femur_n} [-]	NIJ _n [-]	F _{NT_n} [-]	F _{NC_n} [-]	RR _n [-]
Insassenzustand 1							
MV Ps000, a _b = 1 g, F _{PPT} = 300 N	0.83	1.04	2.18	1.07	1.08	3.29	1.02
Insassenzustand 2							
HMV Pr225, a _b = 1 g, F _{PPT} = 300 N	1.03	1.28	1.96	1.85	3.02	4.52	1.58

Für die Potentialermittlung kann auf folgende Parameter zurückgegriffen werden, die bis auf die Variation des Niveaus der zweiten Kraftbegrenzerstufe (SLLF) bereits bei herkömmlichen Rückhaltesystemen angepasst werden können:

- AB-TTF: Zündzeit des Airbags.
- AB Venting-TTF: Zündzeitpunkt des aktiven Vents.
- SLLF: Skalierungsfaktor des Kraftniveaus der zweiten Gurtkraftbegrenzerstufe.
- SLL-TTF: Umschaltzeitpunkt auf die zweite Gurtkraftbegrenzerstufe.
- PT-TTF: Zündzeitpunkt des Pre-Tensioners.

Die Parameter können mit den bereits vorhandenen Informationen der Kritikalität und den Größen des Insassenzustandes sowie des Kritikalitätsraumes abgestimmt und für die neuerliche Untersuchung des Insassenzustandes genutzt werden. Mit den evaluierten Ergebnissen, das bedeutet einer neuen Einstufung der Kritikalität des Insassenzustands, können die in Kapitel 11 abgeleiteten Sensoranforderungen des Kritikalitätsraumes mit einem Potential zur Reduktion der Kritikalität ermittelt werden.

10.1.1 Potentialbestimmung der maximalen Verlagerung mit aktivem PPT bei 1 g Bremsverzögerung in der Standard-Sitzeinstellung

Der erste ausgewählte Insassenzustand weist bei t_0 eine Vorverlagerung von 24.7 mm keine Relativgeschwindigkeit und eine Kopffrotation von 8 Grad auf. Im In-Crash erreicht der Dummykopf den Airbagkontakt-Wegpunkt um 4.2 ms und mit einer Relativgeschwindigkeit von 3.8 m/s verfrüht. Für die Reduktion der Kritikalität des Insassenzustandes (2 % über der Referenz) werden die Parameter Tabelle 67 zur Variation angesetzt.

Das Gurtkraftniveau (SLLF) wird bis auf 70 % des ursprünglichen Niveaus gesenkt. Der Umschaltzeitpunkt der zweiten Gurtkraftbegrenzerstufe (SLL) wird mit ± 5 ms festgelegt. Die Airbagzündzeit (AB-TTF) liegt mit

+ 5 ms etwas später und bei - 5 ms nahe dem Zeitversatz des Erreichens des Airbagkontakt-Wegpunktes. Zusätzlich wird noch eine um 10 ms verfrühte Zündung des Airbags evaluiert. Der Pre-Tensioner Zündzeitpunkt des Gurtes (PT-TTF) wird zum Standardwert auf -9 ms verschoben, was bereits in den Grenzbereich der Erfassung des In-Crashes ohne Umfeldsensorik fällt. Eine frühere PT Zündzeit wäre somit nur mit der Umfeldsensorik zu bewerkstelligen.

Tabelle 67: Parameter zur Variation des Rückhaltesystems. Skalierungsfaktoren und zeitliche Abweichung zum Baseline-System die miteinander kombiniert werden.

AB-TTF Versatz [ms]	SLL Versatz [ms]	SLLF [-]	PT-TTF Versatz[ms]
+5	+5	1.0	-9
0	0	0.9	0
-5	-5	0.8	
-10		0.7	

Tabelle 68 enthält alle Variationen der Parameterkombinationen, die einem RR kleiner der Kritikalität des ausgewählten Insassenzustandes entsprechen und demnach kleiner $RR/RR_{Referenz} = 1.02$ sind. Die farbliche Zuordnung erfolgt wieder mit einem Übergang von Grün auf Rot zwischen Null und Zwei, wobei Eins (gleich dem Referenz-Wert) mit Gelb als Zwischenebene definiert ist.

Die Werte sind weiterhin mit dem Referenz-Lastfall der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) normiert. Das RR kann mit den untersuchten Kombinationen auf einen Wert kleiner 28 % der Referenz gesenkt werden. Der minimale HIC 15 liegt 25 % unter dem Referenzwert und geringfügig unter der Baseline der Potentialermittlung. Die Brusteingdrückung sinkt mit der Reduktion des SLLF auf 0.7 deutlich ab und erreicht einen im Vergleich zur Baseline um 25 % reduzierten Wert. Die Femurkraft und die Nackendruckkraft werden aufgrund des geringen Einflusses auf das RR in der Potentialermittlung vernachlässigt. Der NIJ sinkt mit der besten Kombination auf 49 % unter der Referenz ab. Die Nackenzugkraft wird mit den verbliebenen Parameterkombinationen im Mittel ebenfalls stark gesenkt und liegt im Vergleich zur Referenz bei einer maximalen Reduktion von circa 37 %.

Zusammenfassend kann die Parametervariation folgendermaßen beurteilt werden:

- Der entscheidende Parameter zur Reduktion der Kritikalität ist die Reduktion des Kraftniveaus des zweiten Gurtkraftbegrenzers.
- Weiters ist eine der Referenz entsprechende oder verfrühte Zündung (-5 ms) eher geeignet als eine zu frühe (-10 ms) beziehungsweise zu späte Airbag-Zündung (+5 ms).
- Der PT mit früher Zündzeit weist keinen positiven Effekt auf.
- Die Wirkung des zeitlichen Versatzes des Umschaltzeitpunktes ist ebenfalls zu vernachlässigen.

Tabelle 68: Kriterienwerte der Optimierung des vorverlagerten Insassenzustands mit den Ergebnissen der H305 Referenz bei Ps000 normiert. Die „fett“ dargestellte und blau hinterlegte Variante wird für die Robustheitsuntersuchung ausgewählt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz)

Rückhalteparametervariation bezogen auf die Referenz (Zeiten abweichend zur Referenz)				Kriterien, normiert mit den Werten des Referenz-Lastfalls:				
AB-TTF [ms]	SLL [ms]	SLLF [-]	PT-TTF [ms]	HIC 15 _n [-]	TD _n [-]	NIJ _n [-]	F _{NT,n} [-]	RR _n [-]
Baselineergebnis ohne RHS Anpassung				0.83	1.04	1.07	1.08	1.02
5	0	1.0	-9	0.84	1.01	1.07	0.81	1.00
0	0	1.0	-9	0.81	1.02	1.08	1.15	1.00
5	0	0.9	0	0.92	0.97	1.08	0.70	0.99
5	-5	0.8	0	0.95	0.90	1.16	0.63	0.99
5	5	0.8	0	0.93	0.90	1.15	0.71	0.99
5	5	1.0	0	0.89	1.04	0.92	0.78	0.98
-5	-5	1.0	0	0.93	1.07	0.80	1.06	0.97
0	0	0.9	0	0.81	0.97	0.92	0.81	0.92
-5	0	0.9	0	0.87	0.97	0.89	0.85	0.92
-5	0	0.9	0	0.94	0.97	0.80	1.10	0.91
5	0	0.8	0	0.90	0.89	0.94	0.71	0.90
-10	0	0.8	-9	1.07	0.89	0.68	0.97	0.87
-10	5	0.7	-9	0.99	0.86	0.79	1.29	0.86
0	5	0.8	0	0.83	0.90	0.72	0.71	0.83
-5	0	0.8	-9	0.92	0.89	0.69	0.97	0.83
-5	5	0.8	0	0.81	0.90	0.72	0.89	0.82
0	0	0.8	0	0.82	0.88	0.73	0.73	0.82
0	-5	0.8	0	0.84	0.90	0.69	0.63	0.82
-10	-5	0.8	0	0.95	0.90	0.59	1.00	0.81
-10	0	0.8	0	1.04	0.89	0.52	0.98	0.81
-10	5	0.8	0	0.99	0.91	0.52	1.00	0.80
-5	-5	0.8	0	0.86	0.90	0.63	0.81	0.80
-10	5	0.7	0	1.04	0.87	0.50	0.76	0.80
0	0	0.8	-9	0.82	0.89	0.62	0.60	0.79
-5	0	0.8	0	0.84	0.89	0.58	0.87	0.78
-10	-5	0.7	-9	0.92	0.81	0.64	0.84	0.78
-10	0	0.7	-9	0.99	0.81	0.58	0.96	0.78
0	5	0.7	0	0.75	0.87	0.63	0.70	0.77
-10	0	0.7	0	1.05	0.81	0.50	0.91	0.77
-5	5	0.7	0	0.91	0.87	0.50	0.71	0.76
0	5	0.7	-9	0.81	0.86	0.60	0.65	0.76
-5	5	0.7	-9	0.91	0.86	0.49	0.84	0.75
0	0	0.7	-9	0.86	0.80	0.59	0.63	0.75
-5	0	0.7	-9	0.83	0.81	0.58	0.88	0.75
0	-5	0.7	-9	0.82	0.80	0.56	0.65	0.74
0	0	0.7	0	0.88	0.81	0.50	0.70	0.73
-5	0	0.7	0	0.81	0.81	0.52	0.70	0.72

Für den Insassenzustand der Standard-Sitzeinstellung beruhend auf der 1 g Bremsverzögerung und aktivem PPT in der Pre-Crash Phase mit geringer Dynamik können folgende Schlussfolgerungen gezogen werden:

- Die Brusteingdrückung ist eine beeinflussende Größe in Bezug auf die Kritikalität.
- Ein niedrigeres Kraftniveau der zweiten Gurtkraftbegrenzer-Stufe reduziert aufgrund der signifikant reduzierten Brusteingdrückung das RR.
- Das Relative Risk kann bis zu 30 % gesenkt werden.
- Die NIJ Verletzungswahrscheinlichkeit ist nahe am Minimum der Risikokurve (circa 4 %), bleibt jedoch im Vergleich zur Nackenzug- und Druckkraft entscheidend für das RR.
- Prozentuell wirkt sich der HIC nach der Brusteingdrückung sensitiver auf das RR aus.
- In Kombination mit früheren oder Baseline Airbag-Zündzeiten kann der NIJ gesenkt werden.
- Frühere Airbag-Zündzeiten (-5 ms) liegen im Bereich der ausgewerteten Zeit des verfrühten Erreichens des Airbagkontakt-Wegpunktes von ca. 4.2 ms und reduzieren das RR.
- Eine frühere Zündung des PT hat keinen signifikanten Einfluss.

Die Literatur, in der hauptsächlich Standard-Sitzeinstellungen betrachtet wurden, zeigt ebenfalls ein Potential bei höherer Δv auf. Beispiele dafür sind folgende:

- Woitsch et al. (2012): Reduktion der biomechanischen Kriterien für den HIC, der Nackenzugkraft und der Brusteingdrückung.
- Adam et al. (2011): Optimierung der Rückhaltesystemeigenschaften erreicht eine durchschnittliche Risikoreduktion von circa 20 %.

Für die erweiterte Robustheitsanalyse in Kapitel 10.2.1 wird eine Variante aus der Optimierung gewählt, welche in der Tabelle 68 mit Fettdruck hervorgehoben ist. Die RHS Parameter sind blau hinterlegt. Die gewählte Parameterkombination ist mit einem Skalierungsfaktor der Gurtkraft von 0.8 auf einem auch für weitere Unfallschweren sinnvollen Niveau und um knapp 0.4 kN abgesenkt. Die zeitliche Verschiebung der Airbag-Zündzeit liegt mit -5 ms kurz vor dem theoretischen Airbagkontakt Punkt (-4.2 ms) des Insassenzustandes, der mit der reduzierten Gurtkraft nur minimal früher den Wegpunkt erreicht. Das Venting ist gleich mit der Airbag-Zündzeit verschoben und der PT bleibt auf dem Baseline Zündzeitpunkt.

10.1.2 Potentialbestimmung der halben maximalen Verlagerung mit aktivem PPT bei 1 g Bremsverzögerung in der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung

Der zweite ausgewählte Insassenzustand, der mit einer Parametervariation der Rückhaltesystemeigenschaften optimiert wird, weist bei t_0 eine Vorverlagerung von 38.7 mm, eine Relativgeschwindigkeit von 0.7 m/s und eine Kopffrotation von 5.7 Grad auf. Im In-Crash erreicht der Dummykopf den Airbagkontakt-Wegpunkt um 17.7 ms und mit einer Relativgeschwindigkeit von 11.9 m/s verspätet. Die für die Optimierung herangezogenen Werte sind in Tabelle 69 gelistet.

Das Gurtkraftniveau (SLLF) wird bis auf 70 % des ursprünglichen Niveaus gesenkt. Der Umschaltzeitpunkt der zweiten Gurtkraftbegrenzerstufe (SLL) wird mit ± 5 ms variiert. Die Airbag-Zündzeit (AB-TTF) liegt mit + 17 ms etwas später und bei + 17 ms nahe dem Zeitversatz des Erreichens des Airbagkontakt-Wegpunktes. Zusätzlich wird noch eine um 10 ms und 5 ms verspätete Zündung des Airbags evaluiert. Der Pre-Tensioner Zündzeitpunkt (PT-TTF) wird zum Standardwert auf -9 ms verschoben.

Tabelle 69: Parameter zur Variation des Rückhaltesystems. Skalierungsfaktoren und zeitliche Abweichung zum Baselinesystem.

AB-TTF Versatz [ms]	SLL Versatz [ms]	SLLF [-]	PT-TTF Versatz[ms]
+17	+5	1.0	-9
+10	0	0.9	0
+5	-5	0.8	
0		0.7	

Die Parameter SLLF, SLL, AB-TTF und PT-TTF sind auf die Ergebnisse des Aufenthaltsraumes und Kritikalitätsraumes abgestimmt. Somit ist vor allem D und AV mit dem Schwerpunkt einer zeitlich späteren Zündung abgebildet. Tabelle 70 beinhaltet die Ergebnisse der Potentialermittlung, die durch die Kombination der Parameter des Rückhaltesystems eine verbesserte Kritikalität im Vergleich zur Baseline aufweisen.

Der NIJ liegt für die Baseline bei 85 % über der Referenz. Für die meisten Optimierungen stellt sich ein ähnlicher NIJ ein, der im Mittel um 3 % erhöht zu liegen kommt. Der niedrigste NIJ bei SLLF = 0.9 mit AB-TTF = 10 ms und einem späten aktiven Venting mit früher PT Zündung geht auf Kosten des HIC 15, der durch den höheren Airbag-Innendruck stark ansteigt. Zusätzlich zum NIJ kann jedoch die Nackenzugkraft mit dieser Kombination gesenkt werden, was auch zu einem verbesserten RR führt.

Das normierte RR liegt in der Baseline 58 % über der Referenz und kann mit den besten Kombinationen auf ein Niveau bei 38 % über der Referenz abgesenkt werden.

Ein Großteil der Kombinationen führt jedoch zu einer Verschlechterung des Ergebnisses. Anhand der Parameter des Rückhaltesystems ist zu erkennen, dass ein um 10 ms verspätet gezündeter Airbag mit einem geringfügig versetzten Umschaltzeitpunkt des SLL, einer reduzierten Gurtkraft in der zweiten Stufe und einer frühen PT Zündung seitens der Rückhaltesystemeinstellung die besten Ergebnisse liefern.

Tabelle 70: Kriterienwerte der Optimierung des vorverlagerten Insassenzustands normiert mit den Ergebnissen der Referenz des H305 in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die „fett“ dargestellte und blau hinterlegte Variante wird für die Robustheitsuntersuchung ausgewählt. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz)

Rückhalteparametervariation bezogen auf die Referenz (Zeiten abweichend zur Referenz)				Kriterien, normiert mit den Werten des Referenz-Lastfalls:				
AB-TTF [ms]	SLL [ms]	SLLF [-]	PT-TTF [ms]	HIC 15 _n [-]	TD _n [-]	NIJ _n [-]	F _{NT_n} [-]	RR _n [-]
Ausgewähltes Baseline Ergebnis ohne RHS Anpassung				1.03	1.28	1.85	3.02	1.58
10	0	0.8	0	1.20	1.10	2.03	2.13	1.57
10	0	1.0	0	1.10	1.25	1.83	2.57	1.56
5	-5	1.0	0	1.01	1.26	1.85	2.63	1.56
10	-5	1.0	0	1.08	1.26	1.81	2.54	1.56
0	-5	0.7	0	1.15	1.00	2.12	2.40	1.54
0	0	1.0	-9	0.96	1.22	1.84	3.11	1.50
10	0	0.9	0	1.16	1.17	1.82	2.60	1.50
10	0	0.9	-9	1.05	1.13	1.90	2.61	1.48
10	0	0.7	-9	1.10	0.95	2.07	2.06	1.47
10	5	0.7	-9	1.15	0.94	2.05	2.25	1.47
10	5	0.8	-9	1.11	1.03	1.87	2.40	1.41
10	0	0.8	-9	1.03	1.04	1.85	2.32	1.38
10	5	0.9	-9	1.05	1.12	1.72	2.66	1.38

Der zweite gewählte Insassenzustand, mit halber maximaler Verlagerung aus der am weitest hinten liegenden Sitzeinstellung (-225 mm) bei t_0 übergeben, liefert aus der Potentialanalyse folgendes Fazit:

- Das RR kann mit den definierten Parametern um maximal circa 12.7 % gesenkt werden.
- Der Abstand des Insassen zum entfalteten Airbag ist bereits zu groß für eine effektive Kombination aus Gurt- und Airbagrückhaltung. Eine adaptive Airbaggeometrie kann Abhilfe schaffen [Cyliax et al. (2019)] und das Verletzungsrisiko senken.
- Es besteht ein relevanter Einfluss des zweiten Gurtkraftbegrenzers sowie ein Einfluss des Umschaltzeitpunktes auf die Brustedrückung.
- Ein zu spät gezündeter Airbag verschlechtert den HIC durch den höheren Innendruck bei nicht angepasstem Venting und führt im Mittel zu einer Erhöhung. Der bestimmte verspätete Zeitpunkt von 17.7 ms bei Erreichen des Airbagkontakt-Wegpunktes kann nicht empfohlen werden.
- Die Brustedrückung erreicht ein Minium in der Potentialermittlung, bei niedrigerem Skalierungsfaktor (SLLF = 0.7), früherem PT (-9 ms) und späterem Airbag-Zündzeitpunkt (circa +10 ms).

Die Robustheitsanalyse eines Insassenzustands der Pr225 Sitzeinstellung wird mit der hervorgehobenen Kombination der Tabelle 70 (Fettdruck und blau hinterlegt) durchgeführt. Auch hier wurde eine etwas konservativere Variante gewählt, welche sich mit aktuellen Systemen entsprechend umsetzen lassen kann.

Dabei wird der Airbag um 10 ms später gezündet. Das Venting wird um den gleichen Wert versetzt. Die Gurtkraft ist um 10 % reduziert und der PT wird zeitlich nicht verschoben. Das Risiko liegt bei der Auswahl mit 50 % über der Referenz im mittleren Bereich der „besseren“ Kombinationen und es sind keine Ausreißer in den Kriterien zu finden, die möglicherweise ein lokales Phänomen implizieren.

10.2 Robustheitsuntersuchung von ausgewählten Potentialen im Kritikalitätsraum

Die Robustheitsuntersuchungen der zwei zuvor ausgewählten optimierten Ergebnisse des Kritikalitätsraumes und deren beschriebenen Parameter mit einem eindeutigen Potential zur Reduktion der Kritikalität werden mit den Definitionen aus Kapitel 7.5 durchgeführt.

Dabei wird davon ausgegangen, dass aufgrund einer fehlerhaften Bestimmung der Umfeld-beziehungsweise Crashesensorik die zeitliche Zuordnung der Zündzeiten zum Verlauf des Crash-Pulses nicht mehr korrekt berechnet werden kann. Alle Zündzeiten werden mit dem definierten Δt (3 ms) in beide Richtungen schrittweise verschoben und die Berechnung der Kritikalität des Insassenzustandes erneut durchgeführt. Ziel ist es, zu beurteilen, ob die gefundene Lösung stabil ist oder mit der Variation der Abweichung der Zündzeiten signifikant ansteigt. Die Grenze ist das Baseline Ergebnis ohne RHS Anpassung. Bei Überschreitung würde sich die Relevanz beziehungsweise der Vorteil einer Innenraumsensorik reduzieren. Beide Insassenzustände sind nachfolgend angeführt (Tabelle 71, Tabelle 72).

Insassenzustand 1

- Maximale Verlagerung (MV), $Ps000$, $a_b = 1\text{ g}$, $F_{PPT} = 300\text{ N}$
- Verbesserung des RR der optimierten Variante = 25.5 %

Tabelle 71: Kriterienwerte der optimierten und originalen RHS Einstellung des vorverlagerten Insassenzustands normiert mit den Ergebnissen der Referenz des H305 in der Standard-Sitzeinstellung ($Ps000$). (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz)

Rückhalteparametervariation bezogen auf die Referenz				Normierte Verletzungsrisikos				
Airbag [ms]	SLL [ms]	SLLF [-]	PT [ms]	HIC 15 _n [-]	TD _n [-]	NIJ _n [-]	F _{NT,n} [-]	RR _n [-]
Ausgewähltes Baseline Ergebnis ohne RHS Anpassung				0.83	1.04	1.07	1.08	1.02
-5	0	0.8	0	0.84	0.89	0.58	0.87	0.78

Insassenzustand 2

- Halbe maximale Verlagerung (HMV), $Pr225$, $a_b = 1\text{ g}$, $F_{PPT} = 300\text{ N}$
- Verbesserung des RR der optimierten Variante = 5.1 %

Tabelle 72: Kriterienwerte der optimierten und originalen RHS Einstellung des vorverlagerten Insassenzustands normiert mit den Ergebnissen der Referenz des H305 in der Standard-Sitzeinstellung ($Ps000$). (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz)

Rückhalteparametervariation bezogen auf die Referenz				Normierte Verletzungsrisikos				
Airbag [ms]	SLL [ms]	SLLF [-]	PT [ms]	HIC 15 _n [-]	TD _n [-]	NIJ _n [-]	F _{NT,n} [-]	RR _n [-]
Ausgewähltes Baseline Ergebnis ohne RHS Anpassung				1.03	1.28	1.85	3.02	1.58
10	0	0.9	0	1.16	1.17	1.82	2.60	1.50

10.2.1 Robustheitsuntersuchung der maximalen Verlagerung mit aktivem PPT bei 1 g Bremsverzögerung in der Standard-Sitzeinstellung

Abbildung 77 beschreibt den Verlauf des Ergebnisses des normierten RR, in diesem Fall bezogen auf die optimierte Berechnung. Zwei Zeitschritte (- 3 ms und - 6 ms) in die nach früh ausgerichtete Zündzeit sowie die optimierte Baseline und die sieben Zeitschritte einer auf spät gestellten Zündzeit zeigen ein klares Bild der Beeinflussung der Kritikalität bezogen auf das RR. In einem kleinen Bereich um die optimierte Baseline ± 6 ms verhält sich das System robuster als bei einer Verschiebung zu späteren Zeiten. Ab +9 ms kommt es zu einem Anstieg des RR über 30 % und steigert sich bis nahe zu dem doppelten Risiko bei einem zeitlichen Versatz von +21 ms. Im Vergleich zur Baseline ohne RHS Anpassung und ohne den „Zeitversätzen“ (originale Baselinewert stellt für alle Robustheitsergebnisse der optimierten Baseline die Basis dar) sind die um ± 6 ms verschobenen Zündzeiten noch deutlich verbessert. Der Unterschied in der Airbag-Entfaltung für die optimierte Baseline, den um 6 ms und 21 ms relativ verschobenen Zündzeitpunkt, ist in Abbildung 78 dargestellt und zeigt eine signifikante Änderung im bereits vorhandenen Volumen kurz vor dem Kontakt.

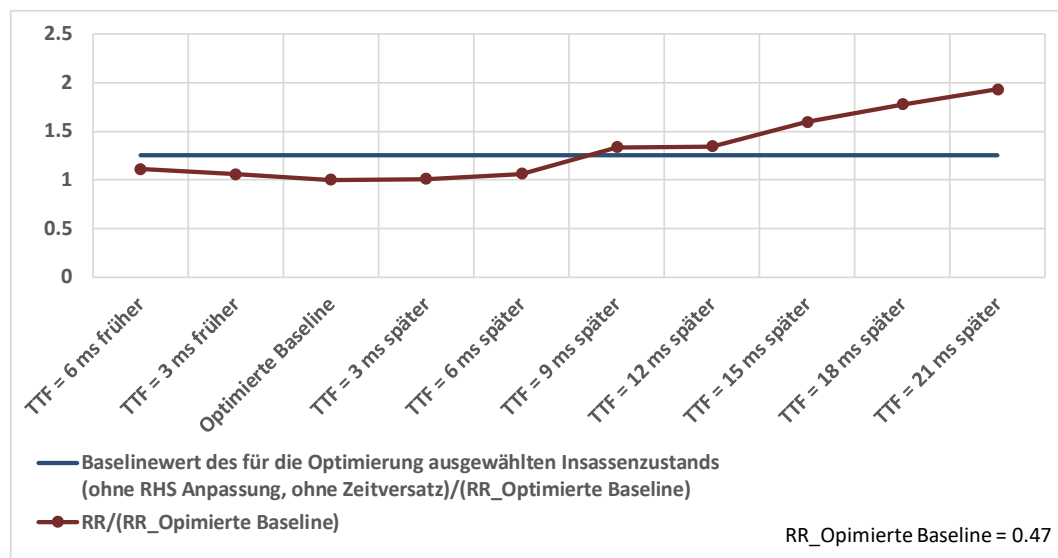


Abbildung 77: Robustheitsuntersuchung für den optimierten HMV Insassenzustand (1 g, mit PPT) des H305 Dummys in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000)

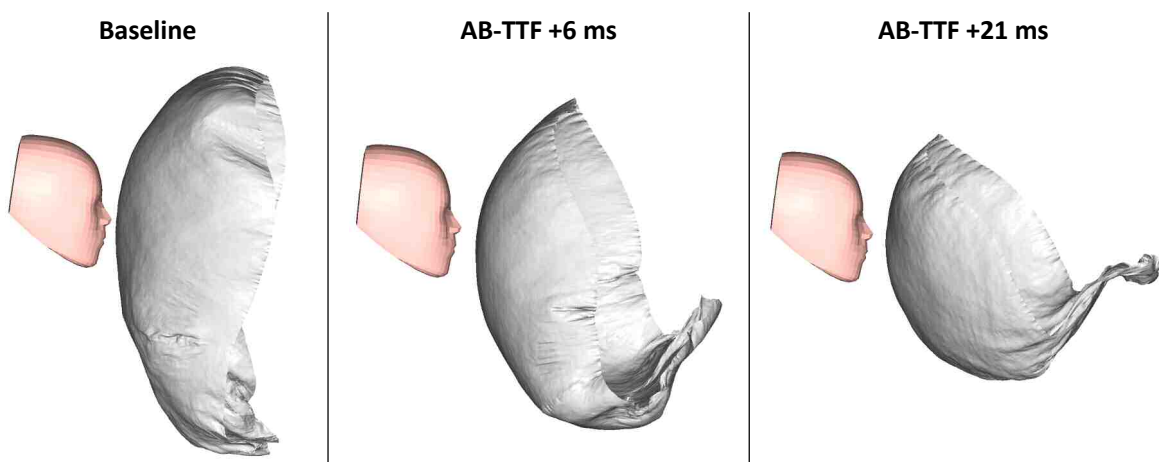


Abbildung 78: Einfluss der zeitlichen Verschiebung auf die Airbagentfaltung kurz vor dem Kontakt.

Tabelle 73 beinhaltet die Einzelergebnisse der Kriterien und des RR normiert mit der Referenz aus der Ps000 Sitzeinstellung. Die farbliche Zuordnung erfolgt wieder mit einem Übergang von Grün auf Rot zwischen Null und Zwei, wobei Eins (gleich dem Referenz-Wert) mit Gelb als Zwischenebene definiert ist.

Die Verteilung ist bis auf die Nackenzugkraft, die das Minimum bei Δt +6 ms aufweist, eindeutig. Die Werte der optimierten Baseline sind das Minimum oder befinden sich in der Gruppe der gleich gut bewerteten Untersuchungen. Das normierte RR liegt mit Δt +3 ms gerundet auf dem gleichen Niveau wie die Baseline. Die größten Abweichungen zur Baseline finden sich in der Nackendruckkraft, die bis auf eine 3.6-fache Erhöhung steigt. Ursache ist ein zu später Airbagkontakt mit einer geometrisch ungünstigen Lage des Kopfes (Abbildung 78). Durch eben diese schlechte Kombination ist auch der HIC 15 im Vergleich zur Baseline Bewertung stark erhöht (circa Faktor=2).

Tabelle 73: Kriterienwerte der Robustheitsuntersuchung mit den Ergebnissen der H305 Referenz bei Ps000 normiert. (Erweiterung_n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung_{avg} = Mittelwert)

	HIC 15 _n [-]	TD _n [-]	F _{Femur_n} [-]	NIJ _n [-]	F _{NT_n} [-]	F _{NC_n} [-]	RR _n [-]
TTF = 6 ms früher	1.05	0.91	0.61	0.68	1.01	3.55	0.86
TTF = 3 ms früher	0.99	0.90	0.46	0.60	0.92	3.55	0.82
Optimierte Baseline	0.84	0.89	0.46	0.57	0.87	3.55	0.78
TTF = 3 ms später	0.85	0.90	0.46	0.57	0.72	4.77	0.78
TTF = 6 ms später	0.91	0.90	0.46	0.69	0.64	4.31	0.83
TTF = 9 ms später	1.08	0.88	0.46	1.21	0.79	9.36	1.04
TTF = 12 ms später	1.19	0.87	0.59	1.14	0.79	12.34	1.04
TTF = 15 ms später	1.35	0.92	0.64	1.42	1.03	12.84	1.24
TTF = 18 ms später	1.49	1.05	0.78	1.41	1.14	12.25	1.38
TTF = 21 ms später	1.72	1.18	0.99	1.10	1.22	11.72	1.50

Conclusio

Die optimierte Variante kann als stabile Lösung betrachtet werden und mit einer Innenraumsensorik, die den Insassenzustand eindeutig klassifiziert, das Verletzungsrisiko deutlich um circa 25 % reduzieren (siehe Tabelle 71).

10.2.2 Robustheitsuntersuchung der halben maximalen Verlagerung mit aktivem PPT bei 1 g Bremsverzögerung in der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung

Die Robustheitsuntersuchung der ausgewählten Parameterkombination wird wie bereits zuvor in Schritten von $\Delta t = \pm 3$ ms verschoben. Da es mit den gewählten Parametern möglich ist, eine größere Anzahl mit früher liegenden Zeiten zu bilden, die trotzdem nach dem In-Crash t_0 liegen, können für die Robustheit vier Zeitschritte angesetzt werden. In die Richtung „späte“ Erkennung der Unfallschwere sind fünf Zeitschritte angehängt. Das Ergebnis dieser Untersuchung ist in Abbildung 79 dargestellt. Wie bereits zuvor zeigt sich ein geringer stabiler Bereich um die Baseline. Die Rückhaltung wird zu einem großen Anteil in der am weitest hinten gelegenen Sitzeinstellung vom Gurt übernommen, der, sofern es keine harten Kontakte der Körperteile zu Komponenten im Innenraum gibt, einen bestimmenden Anteil für das Verletzungsrisiko übernimmt. Durch den reduzierten Airbagkontakt wird die Kinematik jedoch weniger kontrolliert und die Wahrscheinlichkeit eines harten Kontakts wird größer. Werden die Zündzeiten nach „spät“ verschoben, steigt die Kurve hingegen schnell an und erreicht bei circa 12 ms zeitlichem Versatz bereits eine Erhöhung des RR um 40 % zur Baseline und steigt zu späteren Zeiten weiter an. Der Baselinewert ohne RHS Anpassung und ohne den „Zeitversätzen“ (originale Baselinewert stellt für alle Robustheitsergebnisse der optimierten Baseline die Basis dar) wird nur von der 3 ms später gezündeten Variante unterschritten. Alle weiteren Verschiebungen der Zündzeit liegen über dem Risiko der nicht optimierten Baseline.

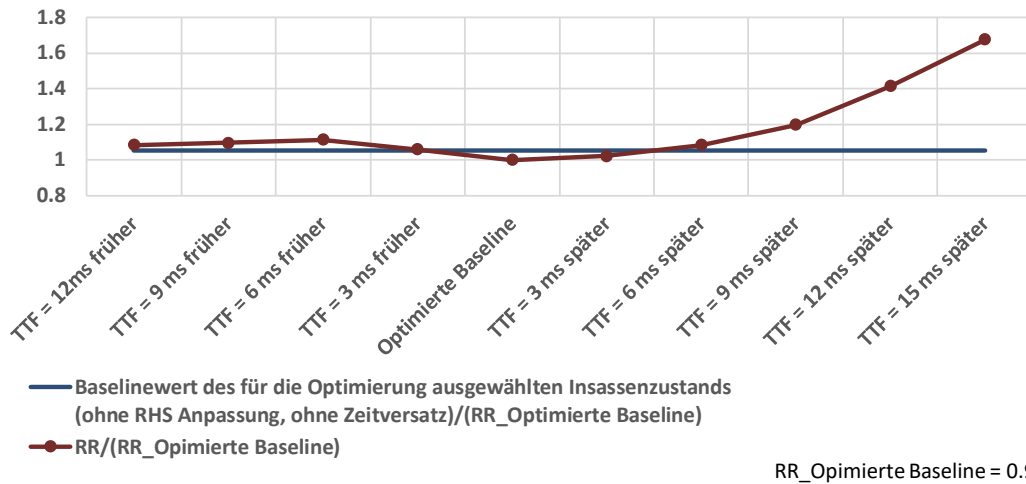


Abbildung 79: Robustheitsuntersuchung für das optimierte RR des HMV Insassenzustands (1 g, mit aktivem PPT) des H305 Dummies in der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung (Pr225).

Tabelle 74 beinhaltet die mit der Referenz normierten Kriterienwerte. Die Analyse der Einzelergebnisse ist in der Pr225 Sitzeinstellung abweichend zu denen der Ps000 Robustheitsuntersuchung. Das Minimum liegt für den HIC 15, die Brusteingdrückung, die Femurkraft und die Nackenzugkraft nicht bei der Baseline Zündzeit. Nur der NIJ und die Nackendruckkraft liegen mit den Baseline Werten der Robustheitsuntersuchung auch im Minimum der zeitlichen Verschiebungen der Zündzeiten. Bei der Nackendruckkraft ergibt sich jedoch ein ausgeprägteres Niveau, das auf die bereits angeführte reduzierte Wirkung des Airbags zurückzuführen ist.

Tabelle 74: Kriterienwerte der Robustheitsuntersuchung normiert mit den Ergebnissen der Referenz des H305 in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

	HIC 15 _n [-]	TD _n [-]	F _{Femur_n} [-]	NIJ _n [-]	F _{NT_n} [-]	F _{NC_n} [-]	RR _n [-]
TTF = 12 ms später	0.97	1.16	1.42	2.17	3.02	4.96	1.62
TTF = 9 ms später	0.98	1.16	1.25	2.19	3.05	4.96	1.64
TTF = 6 ms später	1.03	1.15	1.45	2.24	2.77	4.96	1.67
TTF = 3 ms früher	1.09	1.17	1.80	2.03	2.49	4.96	1.58
Optimierte Baseline	1.16	1.17	1.31	1.80	2.60	4.96	1.50
TTF = 3 ms später	1.20	1.18	1.97	1.83	2.33	4.96	1.53
TTF = 6 ms später	1.29	1.16	1.74	1.96	1.86	4.96	1.62
TTF = 9 ms später	1.61	1.16	1.67	1.99	2.07	4.96	1.79
TTF = 12 ms später	1.81	1.16	1.25	2.35	2.26	9.89	2.12
TTF = 15 ms später	2.26	1.14	0.51	2.44	2.05	12.87	2.51

Conclusio

Das relativ geringe Potential zur Verletzungsrisikoreduktion kann in der Robustheitsuntersuchung nur für eine zeitliche Verschiebung auf eine 3 ms später gesetzte Zündzeit knapp unter dem Risiko mit dem Standard-Rückhaltesystem gehalten werden. Die optimale Lösung stellt somit keine stabile Lösung dar und hat somit Auswirkung auf die Beurteilung der Sensoranforderungen.

10.3 Fazit der Potentialanalyse und Robustheitsuntersuchung

Nach dem Erstellen des Kritikalitätsraumes sind zwei Insassenzustände mit der gleichen Pre-Crash Phase, jedoch unterschiedlichen Insassenzuständen bei t_0 zur Potentialermittlung und Robustheitsuntersuchung herangezogen worden. Diese unterscheiden sich grundlegend in der Sitzeinstellung und in der Relativgeschwindigkeit des Insassenzustands bei t_0 . Das Ziel, das Finden und die Evaluierung eines Potentials zur Reduktion des Verletzungsrisikos zur Beurteilung der Relevanz der Sensoranforderungen konnte erreicht werden.

In der Potentialanalyse konnte in der vorderen Sitzeinstellung eine deutliche Reduktion zur nicht optimierten Baseline sowie zur Referenz erzielt werden. Möglich ist das mit einem reduzierten zweiten Kraftbegrenzniveau und einer um 5 ms verfrühten Airbag-Zündung. Beim zweiten gewählten Lastfall in der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung stellt sich aufgrund der großen Distanz zum Airbag nur ein geringes Potential zur Risikoreduktion ein, da die Variation in der Gurtrückhaltung einen zu geringen Einfluss auf das RR aufweist. Eine Möglichkeit zur Reduktion des RR wäre eine Pre-Crash Verschiebung des gesamten Sitzes, damit der Insassenzustand bei t_0 näher an die weiter vorne liegenden Werte kommt, die im Vergleich zu der am weitest hinten liegenden Sitzeinstellung deutlich reduziert sind.

Insassenzustand 1

- Maximale Verlagerung (MV), Ps000, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$
- Verbesserung des RR der optimierten Variante = 25.5 %

Insassenzustand 2

- Halbe maximale Verlagerung (HMV), Pr225, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$
- Verbesserung des RR der optimierten Variante = 5.1 %

Die zwei Rückhaltesystem-Einstellungen eines reduzierten RR der zwei Insassenzustände wurden einer Robustheitsuntersuchung unterzogen. Die Zündzeit wurde jeweils um 3 ms für alle Systeme gleichermaßen verschoben. Der daraus entstandene „Hockey-Stick-Verlauf“ mit nach einer Seite stark ansteigendem Verlauf deutet in beiden Fällen auf einen kleinen Bereich gleichbleibenden RRs hin, während eine größere Abweichung zu späteren Zeiten zu einem deutlichen Anstieg dieser führt.

- Für die halbe maximale Verlagerung in der rückwärts verschobenen Sitzeinstellung ist zu erkennen, dass es zu keiner stabilen Reduktion des Verletzungsrisikos kommt.
- Für die maximale Verlagerung der Standard-Sitzeinstellung trifft diese Aussage nicht zu. Eine stabile Lösung im Bereich von $\pm 6 \text{ ms}$ und einer Reduktion des Verletzungsrisikos von 25 % liefern eine eindeutige Grundlage zur Beurteilung der Relevanz der Sensoranforderungen.

Relevant ist diese Information, wenn im Realunfallgeschehen die Auslösestrategie durch Unterstützung einer Insassenerkennung und Zustandsklassifizierung angepasst wird und diese zu einer in der Realität abweichenden Klassifizierung kommt.

11 BESTIMMUNG DER SENSORANFORDERUNGEN

Der letzte noch fehlende Punkt im Kritikalitätsraum, wird in diesem Abschnitt mit der Ableitung der Sensoranforderungen aus den davor beschriebenen Ergebnissen erstellt. Grundlegend beruht die Ableitung der Anforderungen auf den In-Crash Kriterien (Verletzungsrisiken, Zeiten, Kinematik). Die zu evaluierenden Parameter der Sensoranforderungen sind der Field of View (beschränkt auf die X-Verlagerungen des Kopfes), die Insasseneigenschaften (beschränkt auf die Rotationen des Kopfes) und die Dynamik (beschränkt auf die Relativgeschwindigkeit des Kopfes). Die Einschränkungen, betreffend der Auswahl der Werte des Kopfes wurden bereits im Aufenthaltsraum vorgenommen und sind die in dem generischen Innenraummodell aussagekräftigsten für stark variierende Insassenzustände.

Wie in Kapitel 7.6 beschrieben, basiert die Einstufung der Relevanz auf drei Bereichen:

- Relevanzeinstufung ' HR_{Max_V} ': Das Verletzungsrisiko der Insassenzustände bei t_0 ist bei großen Verlagerungen erhöht.
- Relevanzeinstufung ' HR_{GB_V} ': Es kann kein Bereich niedrigeren Verletzungsrisikos identifiziert werden.
- Relevanzeinstufung ' HR_{Base_V} ': Das Verletzungsrisiko der Insassenzustände bei t_0 ist nahe den Baseline Insassenzustands-Werten bei t_0 erhöht.

Zuerst wird diese Einstufung für jede Sitzeinstellung separat erstellt und erst abschließend im Innenraum kombiniert und mit den Ergebnissen der Potential- und Robustheitsuntersuchung, zumindest für den H305 Dummy, bewertet.

In weiterer Folge werden die zwei Standard-Sitzeinstellungen, beginnend mit dem H350 Dummy im Detail, beschrieben. Alle weiteren Insassenzustände der verschobenen Sitzeinstellung sind im Appendix beschrieben (H305 in Appendix 14.3 und H350 in Appendix 14.4). Die herangezogenen Daten sind dabei die drei genannten Größen (Verlagerung, Relativgeschwindigkeit und Rotation) der definierten Insassenzustände in Kapitel 8.1.2 und 8.2.2 sowie die relevantesten Verletzungsrisiken HIC 15, TD, NIJ und das RR des Kritikalitätsraumes dieser Insassenzustände.

11.1 Sensoranforderungen der Standard-Sitzeinstellung des H350 Dummies

Die Mittelwerte des RR, des HIC 15, der Brusteingdrückung (TD) und des NIJ der Standard-Sitzeinstellung des H350 Dummies sind in Tabelle 75 gelistet.

Tabelle 75: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände des H350 Dummies in der Standard-Sitzeinstellung.
(Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert, Erweiterung $_{Ps000}$ = Sitzeinstellung)

	$HIC\ 15_{avg_Ps000_n}$	$TD_{avg_Ps000_n}$	$NIJ_{avg_Ps000_n}$	$RR_{avg_Ps000_n}$
	[-]	[-]	[-]	[-]
Mittelwert aller Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung	0.66	0.99	1.14	0.77

Für die angeführten relevantesten Kriterien werden die bestimmten Größen des Insassenzustandes entsprechend zum Mittelwert aller Insassenzustände berechnet (Beispiel in Kapitel 7.6). Damit können die bestimmenden Einflussgrößen der Insassenzustände einer Sitzeinstellung gefiltert werden.

Zusätzlich, zur besseren Einstufung der Relevanz der Ergebnisse, sind die zwei Quartile (25 % und 75 %), berechnet aus den Ergebnissen der Insassenzustände, in Tabelle 76 enthalten.

Tabelle 76: 25 % und 75 % Quartil der Insassenzustandswerte des H350 Dummies zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.

	Verlagerung bei t_0 [mm]	v_{rel} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation γ bei t_0 [Grad]
25 % Quartil aller Insassenzustände	22.3	0.0	2.5
75 % Quartil aller Insassenzustände	128.5	0.8	15.8

Tabelle 77 bis Tabelle 81 enthalten die Mittelwerte der Kriterien und die Größen der Sensoranforderung bezogen auf den Mittelwert aller Insassenzustände. Die Vorgehensweise der Sortierung und Berechnung des Mittelwerts ist als Beispiel für das RR in Tabelle 78 dargestellt und bleibt für alle weiteren Kriterien (HIC 15, TD und NIJ) gleich.

Für das RR ergibt sich eine Verbesserung bei größeren Vorverlagerungen, einem größeren Kopfwinkel sowie einer niedrigeren Relativgeschwindigkeit. Es liegen zudem alle RR unter dem der Referenz. Für die Einstufung der Relevanz ist der FoV mit „HR_{Base_V}“ eingestuft, da die RR nahe der Baseline ohne Pre-Crash Phase im Vergleich zum Mittelwert der Insassenzustände erhöht ist (Abbildung 80). Die Dynamik wird mit „HR_{Max_Velo}“ für höhere Relativgeschwindigkeiten eingestuft, da die im Mittel größeren RR eine erhöhte mittlere Relativgeschwindigkeit aufweisen. Die Rotation wird mit „HR_{Base_Rot}“ bewertet, da große Rotationen eindeutig dem reduzierten RR zuzuordnen sind.

Tabelle 77: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H350 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit dem RR bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des RR der Insassenzustände die	RR _{avg_n}	Verlagerung _{avg} bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation γ_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des RR aller Insassenzustände liegen	0.69	118.1	0.3	22.4
über dem Mittelwert des RR aller Insassenzustände liegen	0.88	41.8	0.8	2.2
		FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über das RR		HR _{Base_V}	HR _{Max_Velo}	HR _{Base_Rot}

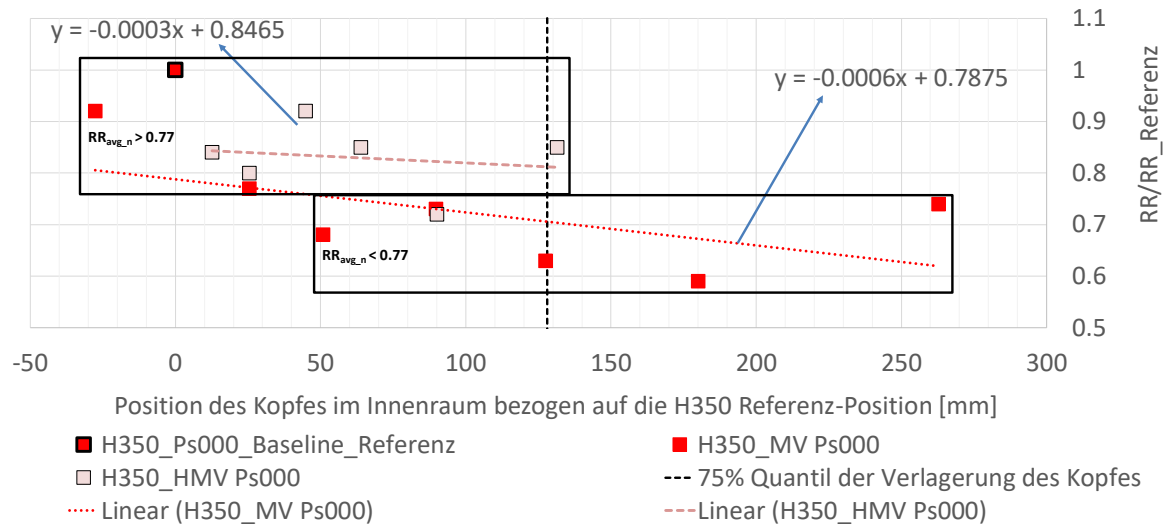


Abbildung 80: Mit der Referenz normiertes RR über der Verlagerung im Innenraum (Insassenzustand bei t_0), bezogen auf die H350 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.

Tabelle 78: Datenbasis als Beispiel für die Einstufung der Relevanz der Größen für die Sensoranforderungen abhängig vom RR des H350 Dummies. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Pre-Crash Parameter	Verlagerung des Kopfes [mm]	Kopffrotation um Y [Grad]	Max. v_{rel} des Kopfes in X [m/s]	RR _n [-]	RR _{avg,n} = 0.77
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	180	39.9	0	0.59	Unter und gleich dem Mittelwert des RR
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	127.5	21.8	0	0.63	
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	50.9	11.9	0	0.68	
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	90	9	1.8	0.72	
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	89.7	13.8	0	0.73	
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	262.9	53.8	0	0.74	
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	25.5	6.4	0	0.77	
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	25.5	3.7	0.5	0.80	Über dem Mittelwert des RR
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	12.7	2.6	0.2	0.84	
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	63.8	3.5	1	0.85	
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	131.5	6.7	2.6	0.85	
MV, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 300$ N	-27.6	-5.5	0	0.92	
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	44.8	2.3	0.7	0.92	

Für den HIC 15 ist die Verteilung, bis auf einen weiter reduzierten Einfluss der Relativgeschwindigkeit, ähnlich dem RR. Eine geringfügige Erhöhung ist nur bei einer leicht erhöhten Dynamik (Relativgeschwindigkeiten) des Insassenzustands zu erwarten. Kleine Kopffrotationen und geringe Vorverlagerungen (Abbildung 81) erweisen sich zudem als erhöhend für den HIC 15, somit sind Baseline nahe Insassenzustände relevanter für die Erfassung. Auch hier gilt, dass alle Werte des HIC 15 der Insassenzustände unter der Referenz liegen.

Tabelle 79: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H350 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit dem HIC 15 bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des HIC 15 der Insassenzustände die unter und gleich dem Mittelwert des HIC 15 aller Insassenzustände liegen	HIC15 $_{avg,n}$	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des HIC 15 aller Insassenzustände liegen	0.44	150.0	0.4	27.7
über dem Mittelwert des HIC 15 aller Insassenzustände liegen	0.83	36.3	0.6	3.5

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über den HIC	HR $_{Base_V}$	HR $_{GB_Velo}$	HR $_{Base_Rot}$

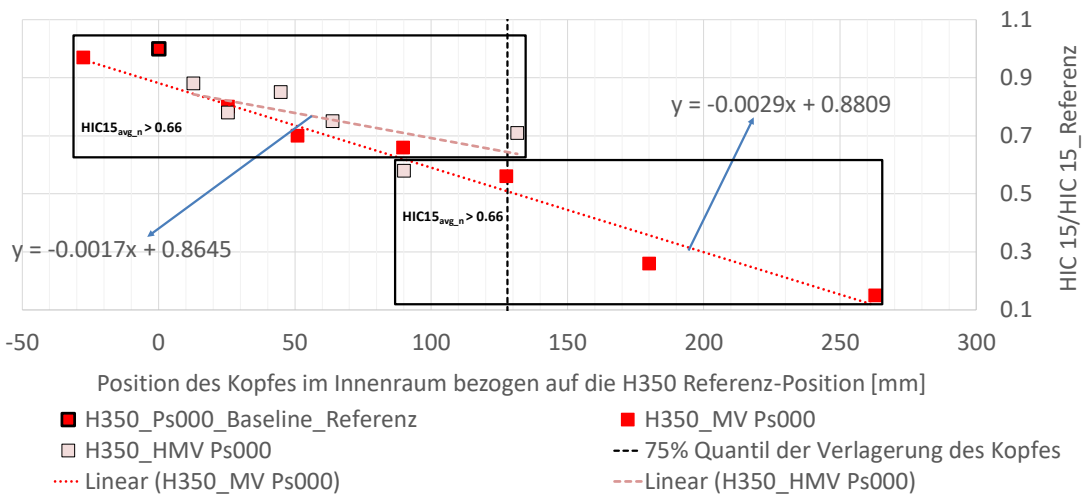


Abbildung 81: Mit der Referenz normierter HIC 15 über der Verlagerung im Innenraum (Insassenzustand bei t_0), bezogen auf die H350 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.

Bei der Brusteingdrückung stellt sich ein relativ ausgeglichenes Bild dar und legt den Fokus für die Insassenzustandserfassung auf den gesamten Bereich. Es sind alle Größen der Sensoranforderungen mit „HR $_{GB}$ “ bewertet. Es sind für die Brusteingdrückung zur Referenz erhöhte Werte enthalten, die sich auf das RR jedoch nur gering auswirken. Die Brusteingdrückung über der Verlagerung ist in Abbildung 82 dargestellt.

Tabelle 80: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H350 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit der TD bestimmt. (Erweiterung_n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung_{avg} = Mittelwert)

Mittelwert der TD der Insassenzustände die	TD _{avg_n}	Verlagerung _{avg} bei t ₀ [mm]	v _{rel_avg} bei t ₀ [m/s]	Kopffrotation Y _{avg} bei t ₀ [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert der TD aller Insassenzustände liegen	0.97	82.7	0.4	14.9
über dem Mittelwert der TD aller Insassenzustände liegen	1.03	69.3	0.6	8.4

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über die TD	HR _{GB_V}	HR _{GB_Velo}	HR _{GB_Rot}

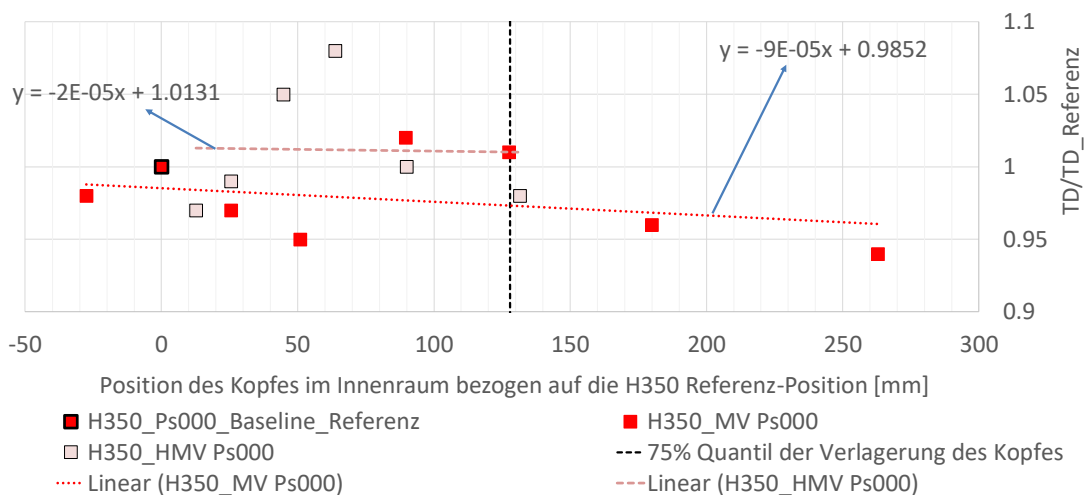


Abbildung 82: Mit der Referenz normierte TD über der Verlagerung im Innenraum (Insassenzustand bei t₀), bezogen auf die H350 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.

Die Abweichung der zwei Bereiche des NIJ über und unter dem Mittelwert der Insassenzustände ist wieder größer und wird mit größerer Vorverlagerung und höherer Dynamik stark erhöht. Die Kopffrotation des Insassenzustands weist einen geringeren Einfluss, mit der Tendenz für eine Erhöhung des NIJ bei größeren Rotationen, auf. Die Einstufung erfolgt für alle drei Größen mit höherer Relevanz zu höheren Werten („HR_{Max_V}“) der Verlagerung, Relativgeschwindigkeiten („HR_{Max_Velo}“) und Kopffrotation („HR_{Max_Rot}“). Im Vergleich zur Referenz kommt es zu einer signifikanten Erhöhung bei großen Vorverlagerungen (Abbildung 83).

Tabelle 81: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H350 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit dem NIJ bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des NIJ der Insassenzustände die	$NIJ_{avg,n}$	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.92	38.0	0.1	6.8
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.41	128.8	1.0	19.2

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über den NIJ	HR_{Max_V}	HR_{Max_Velo}	HR_{Max_Rot}

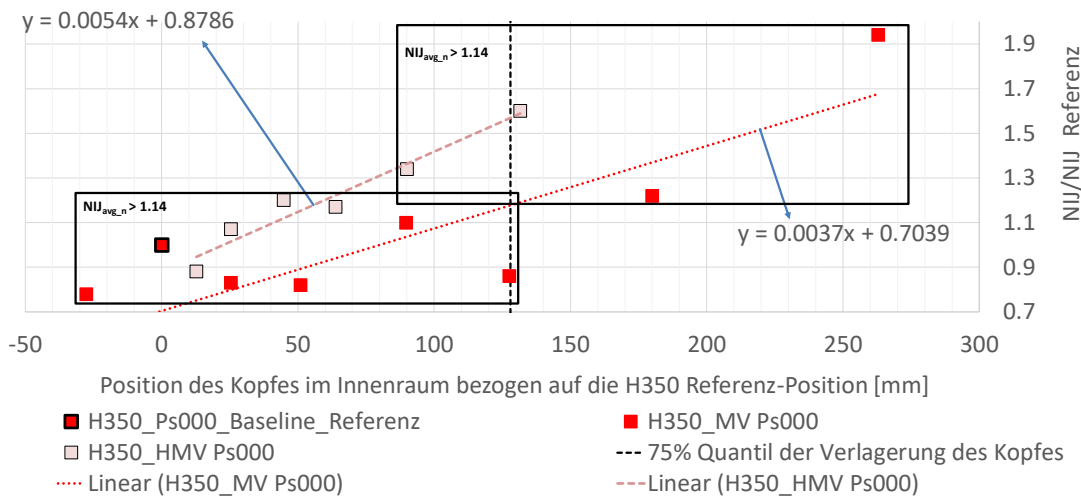


Abbildung 83: Mit der Referenz normierter NIJ über der Verlagerung im Innenraum (Insassenzustand bei t_0), bezogen auf die H350 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.

In Tabelle 82 ist als letzter Schritt im Kritikalitätsraum der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) die Bewertung der Kriterien zu den Sensoranforderungen zusammengefasst. Der FoV wird durch die Haupteinflussgröße RR mit einer „ HR_{Base_V} “ Relevanz eingestuft, nur Baseline nahe Insassenzustände müssen erfasst werden, alle vorverlagerten weisen ein reduziertes RR auf. Das einzige Kriterium, dass mit einer „ HR_{GB} “ Relevanz eingestuft ist und mit einem größeren FoV bis zur maximalen Vorverlagerung bei t_0 beeinflusst werden kann, ist der NIJ. Eine hohe Dynamik stellt für das RR und den NIJ eine Verschlechterung mit der durchgeführten Bewertung der Ergebnisse dar. Für den HIC 15 und die Brusteingdrückung liegt die Auswirkung in geringerem Ausmaß vor und ist für den gesamten Bereich der Insassenzustände mit „ HR_{GB} “ Relevanz eingestuft, jedoch liegen auch diese mit dem RR als kombinierte Bewertung deutlich unter dem Referenz-Lastfall. Die Insasseneigenschaft ist für den NIJ von größerem Interesse, gefolgt von der Brusteingdrückung. Das RR und der HIC 15 weisen reduzierte Werte bei größeren Rotationen auf und sind somit ausschlaggebend für die mit „ HR_{Base} “ bewertete Relevanz.

Tabelle 82: Einstufung der Sensoranforderungen der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) des H350 Dummies.

Relevanz der Sensoranforderungen für	Einstufung der Relevanz	Information zur Einstufung
Field of View (FoV)	<u>HR_{Base_V}</u> <ul style="list-style-type: none"> Baseline Kleine Verlagerungen bei t_0 	RR: HR _{Base_V} HIC15: HR _{Base_V} TD: HR _{GB_V} NIJ: HR _{Max_V}
Dynamik	<u>HR_{GB_Velo}</u> <ul style="list-style-type: none"> Gesamter Bereich der Relativgeschwindigkeiten bei t_0 	RR: HR _{Max_Velo} HIC15: HR _{GB_Velo} TD: HR _{GB_Velo} NIJ: HR _{Max_Velo}
Insasseneigenschaften	<u>HR_{Base_Rot}</u> <ul style="list-style-type: none"> Baseline Kleine Rotationen bei t_0 	RR: HR _{Base_Rot} HIC15: HR _{Base_Rot} TD: HR _{GB_Rot} NIJ: HR _{Max_Rot}

11.2 Sensoranforderungen der Standard-Sitzeinstellung des H305 Dummies

Für die relevantesten Kriterien (HIC 15, TD, NIJ, RR) der Kritikalität werden die Größen des Insassenzustandes Kopfrotation, Relativgeschwindigkeit und Verlagerung zum Mittelwert aller Insassenzustände berechnet. Die bestimmenden Einflussgrößen des Insassenzustands für ein geringeres Verletzungsrisiko mit dem Standard-Rückhaltesystem können dabei wie schon beim H350 gefiltert werden. Die Mittelwerte des RR, des HIC 15, der Brusteingdrückung und des NIJ sind in Tabelle 83 gelistet.

Tabelle 83: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände des H305 Dummies in der Standard-Sitzeinstellung Ps000. (Erweiterung_n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung_{avg} = Mittelwert, Erweiterung_{Ps000} = Sitzeinstellung).

	HIC 15 _{avg_Ps000_n}	TD _{avg_Ps000_n}	NIJ _{avg_Ps000_n}	RR _{avg_Ps000_n}
	[-]	[-]	[-]	[-]
Mittelwert aller Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung	0.65	1.06	1.33	1.13

Die zwei Quartil-Werte (25 % und 75 %) der drei entscheidenden Größen des Insassenzustandes werden als Abgleich zur Einstufung herangezogen und sind der Tabelle 84 zu entnehmen.

Tabelle 84: 25 % und 75 % Quartile der Insassenzustandswerte des H305 Dummies zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.

	Verlagerung bei t_0	v_{rel} bei t_0	Kopfrotation Y bei t_0
	[mm]	[m/s]	[Grad]
25 % Quartil aller Insassenzustände	-0.8	0.0	0.8
75 % Quartil aller Insassenzustände	106.0	0.7	15.7

Tabelle 85 bis Tabelle 88 evaluieren die Relevanz der Sensoranforderungen bezogen auf das RR, den HIC 15, die Brusteingdrückung und den NIJ. Abschließend werden diese in Tabelle 89 zu einer finalen Einstufung der Standard-Sitzeinstellung kombiniert, die mit der Optimierung und Robustheitsuntersuchung auf dessen Aussagekraft überprüft wird.

Für das RR_{avg_n} kleiner gleich dem Mittelwert aller Insassenzustände ist dabei eine geringere Vorverlagerung und ein geringerer Kopfwinkel, nahe der 25 % Quartile (-0.8 mm und 0.8 Grad), ausschlaggebend. Die Abweichung des Mittelwerts RR_{avg_n} der Insassenzustände die kleiner gleich dem $RR_{avg_Ps000_n}$ aller Insassenzustände liegen beträgt zum Referenz-Lastfall lediglich 2 %. Für die Insassenzustände, die über dem Mittelwert aller Insassenzustände liegen, beträgt die Abweichung bereits 19 % und ist auf hohe Vorverlagerungen, hohe Relativgeschwindigkeiten und große Kopfrotationen zurückzuführen, die über beziehungsweise nahe dem 75 % Quartil zu liegen kommen. Abbildung 84 und Abbildung 85 zeigt die Einstufung der Relevanz für den Field of View (FoV).

Tabelle 85: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H305 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit dem RR bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung avg = Mittelwert)

Mittelwert des RR der Insassenzustände die	RR_{avg_n}	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopfrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des RR aller Insassenzustände (1.13) liegen.	1.02	1.8	0.0	0.7
über dem Mittelwert des RR aller Insassenzustände (1.13) liegen	1.19	97.9	0.7	17.2

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über das RR	HR_{Max_V}	HR_{Max_Velo}	HR_{Max_Rot}

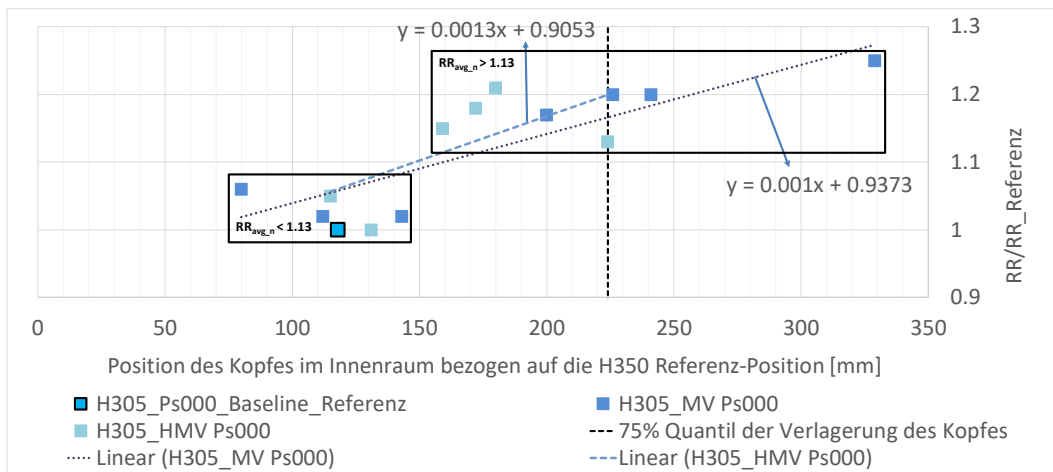


Abbildung 84: Mit der Referenz normiertes RR über der Verlagerung im Innenraum, bezogen auf die H305 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.

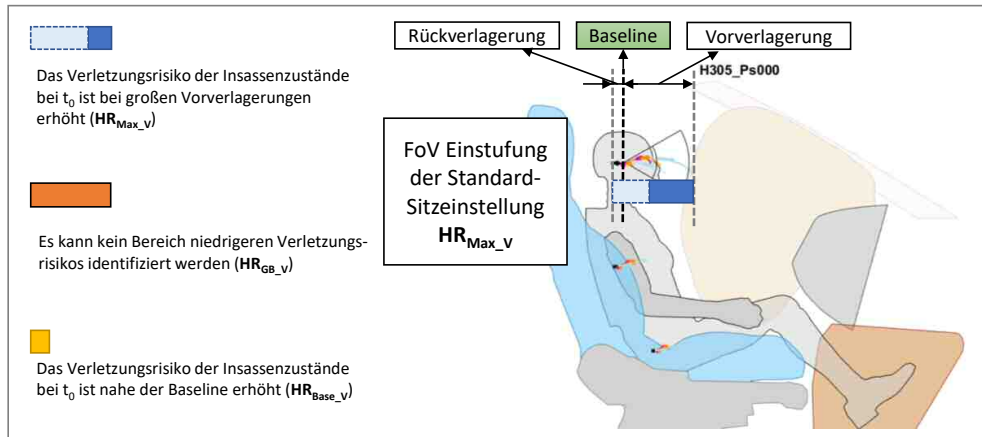


Abbildung 85: Einstufung der Relevanz des Field of Views des H305 Dummys in der Standard-Sitzeinstellung mit HR_{Max_V}

Für den HIC 15 (Tabelle 86, Abbildung 86) berechnet sich über die Mittelwerte der Insassenzustände ein eindeutiger Trend (Anstieg) zu größeren Verlagerungen des Insassenzustands, höheren Relativgeschwindigkeiten und größeren Kopfrotationen zum Zeitpunkt bei t_0 . Die Relevanz wird für alle Größen („V“, „Velo“, „Rot“) mit „ $HR_{Base_}$ “ eingestuft und ist somit nahe der Baseline Position ohne Pre-Crash Phase am höchsten, im Mittel bei 87 % des Referenzwertes.

Tabelle 86: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H305 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit dem HIC 15 bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung avg = Mittelwert)

Mittelwert des HIC 15 der Insassenzustände die	$HIC15_{avg_n}$	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopfrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des HIC 15 aller Insassenzustände liegen	0.48	106.1	0.7	19.4
über dem Mittelwert des HIC 15 aller Insassenzustände liegen	0.87	4.2	0.1	0.8

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über den HIC	HR_{Base_V}	HR_{Base_Velo}	HR_{Base_Rot}

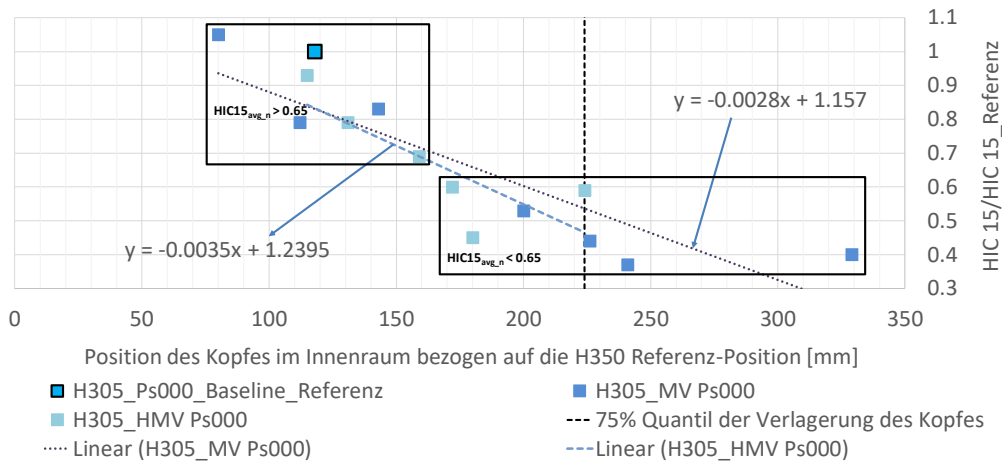


Abbildung 86: Mit der Referenz normierter HIC 15 über der Verlagerung im Innenraum, bezogen auf die H305 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.

Die Brusteingdrückung (Tabelle 87, Abbildung 87) liegt für niedrigere Ergebnisse ebenfalls bei einer erhöhten Vorverlagerung und einem erhöhten Kopfwinkel, für die Relativgeschwindigkeit zeigt sich eine geringere Dynamik ausschlaggebend, damit unter dem Mittel liegende Werte von TD erreicht werden. Von den Ergebnissen (Abweichung des normierten TD) ist die Brusteingdrückung am stabilsten und liegt im Mittel mit 6 % über der Baseline und bei maximal 14 % für die maximal rückverlagerte Position bei t_0 . Der Dynamikeinfluss wird mit „HR_{GB_Velo}“ eingestuft, die Rotation des Kopfes mit „HR_{Base_Rot}“ und die Verlagerung mit „HR_{GB_V}“. Die Verlagerung stellt in diesem Fall jedoch die am schwierigsten einzustufende Größe dar, da sich für den am weitest vorne liegenden HMV Insassenzustand ebenfalls ein über dem Durchschnitt liegender Wert der Brusteingdrückung einstellt.

Tabelle 87: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H305 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit der TD bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert der TD der Insassenzustände die	TD _{avg_n}	Verlagerung _{avg} bei t_0 [mm]	v _{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y _{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert der TD aller Insassenzustände liegen	1.03	77.0	0.2	17.9
über dem Mittelwert der TD aller Insassenzustände liegen	1.08	33.3	0.5	2.3

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über die TD	HR _{GB_V}	HR _{GB_Velo}	HR _{Base_Rot}

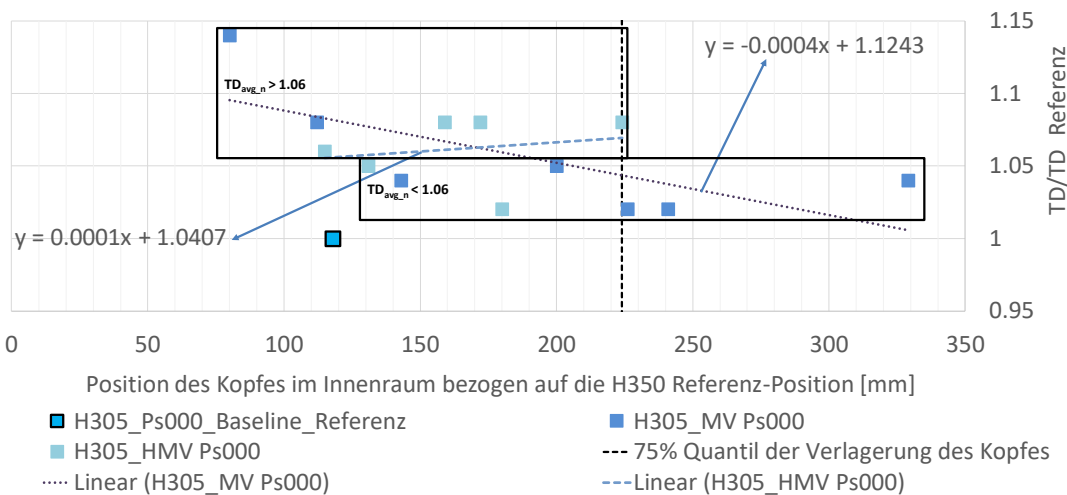


Abbildung 87: Mit der Referenz normierte TD über der Verlagerung im Innenraum, bezogen auf die H305 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.

Der NIJ (Tabelle 88, Abbildung 88) ist dem RR Trend am ähnlichsten und ist kleiner gleich dem Mittel bei kleinen Verlagerungen und kleinen Kopffrotationen bei t_0 . Der Mittelwert der Relativgeschwindigkeiten bei t_0 zeigt ein über alle Insassenzustände ähnlich verteiltes Risiko. Es kann kein gesonderter Bereich identifiziert werden. Die Relevanz wird für den FoV mit „HR_{Max_V}“ für große Verlagerungen, für die Dynamik mit „HR_{GB_Velo}“ für den gesamten Bereich sowie für die Insasseneigenschaften mit „HR_{Max_Rot}“ für große Rotationen eingestuft.

Tabelle 88: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H305 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit dem NIJ bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des NIJ der Insassenzustände die unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	$NIJ_{avg,n}$	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.04	13.5	0.4	1.4
	1.57	96.9	0.4	18.8

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über den NIJ	HR_{Max_V}	HR_{GB_Velo}	HR_{Max_Rot}

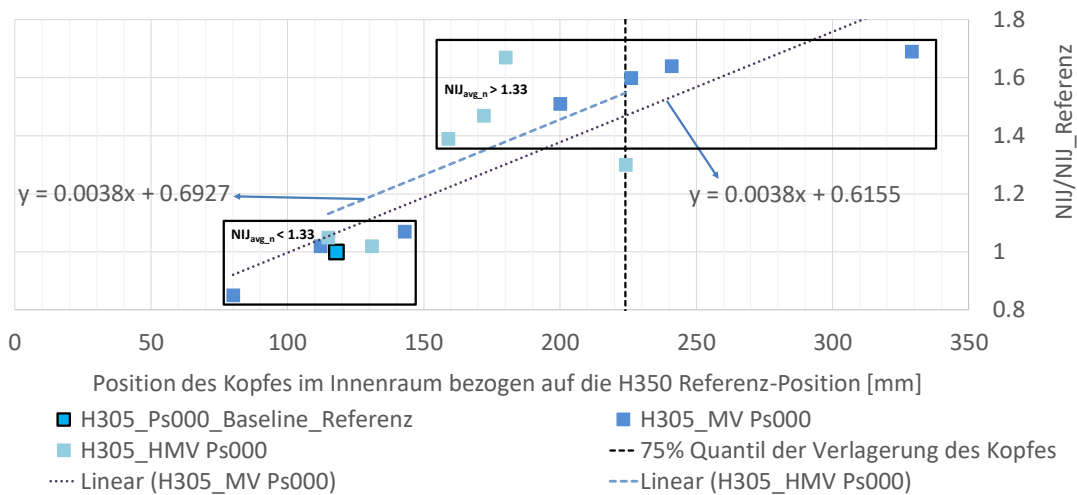


Abbildung 88: Mit der Referenz normierter NIJ über der Verlagerung im Innenraum, bezogen auf die H305 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.

Die abschließende Bewertung hinsichtlich der Definition zur Bestimmung der Relevanz der Sensoranforderungen ist in Tabelle 89 eingetragen. Durch das Verletzungsrisiko, mittels der Kriterien definiert, kann in der getroffenen Unterteilung der Bewertung für die Standard-Sitzeinstellung (Ps000) der FoV, die Dynamik und auch die Insasseneigenschaften mit „ $HR_{GB_}$ “ bewertet werden, wobei als Kombination der Teilergebnisse die Baseline, Vorverlagerungen sowie Relativgeschwindigkeiten den größten Einfluss auf die Kriterien ausüben. Als sonstige Anmerkung zu Bewertung wird festgehalten, dass der HIC 15 ein teilweise gegenteiliges Verhalten aufweist. Daraus lässt sich schließen, dass ein Sensor zur idealen Erkennung und aufgrund der in Kapitel 10.1 optimierten Rückhaltesystemeigenschaften zumindest einen Bereich größerer Vorverlagerungen und erhöhter Kopffrotationen sowie erhöhter Relativgeschwindigkeiten erkennen sollte.

Die Aufzeichnungsfrequenz muss bei hohen Relativgeschwindigkeiten eine gute Klassifizierung ermöglichen. Die Einstufung der Relevanz der Eigenschaften sind für den H305 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) stark vom NIJ und dem RR abhängig. Wenn die Baseline abgesichert ist, sind nur die höheren Vorverlagerungen und höhere Relativgeschwindigkeiten relevant. Der Erfassungsbereich verschiebt sich dementsprechend. Ist keine Erhöhung des RR für veränderte Insassenzustände bei t_0 zulässig, müssen alle Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) erfasst werden.

Tabelle 89: Einstufung der Sensoranforderungen der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) des H305 Dummies

Relevanz der Sensoranforderungen für	Einstufung der Relevanz	Information zur Einstufung
Field of View (FoV)	HR_{GB_V} <ul style="list-style-type: none"> • Baseline • Hohe Vorverlagerungen bei t_0 	RR: HR_{Max_V} HIC15: HR_{Base_V} TD: HR_{GB_V} NIJ: HR_{Max_V}
Dynamik	HR_{GB_Velo} <ul style="list-style-type: none"> • Baseline • Hohe Relativgeschwindigkeiten bei t_0 	RR: HR_{Max_Velo} HIC15: HR_{Base_Velo} TD: HR_{GB_Velo} NIJ: HR_{GB_Velo}
Insasseneigenschaften	HR_{GB_Rot} <ul style="list-style-type: none"> • Baseline • Hohe Kopffrotationen bei t_0 	RR: HR_{Max_Rot} HIC15: HR_{Base_Rot} TD: HR_{Base_Rot} NIJ: HR_{Max_Rot}

11.3 Zusammenführung der Sensoranforderungen

Mit den zwei zuvor im Detail analysierten Standard-Sitzeinstellungen und den Ergebnissen der weiteren verschobenen Sitzeinstellungen (H305 in Appendix 14.3 und H350 in Appendix 14.4) werden die abgeleiteten Sensoranforderungen abschließend kombiniert dargestellt. In der Methode wurde die drei Bereiche einer Sitzeinstellung wie in Abbildung 89 dargestellt festgelegt. Sie kennzeichnen den Wertebereich den Innenraumsensoren erfassen können müssen damit eine Reduktion des Verletzungsrisikos durch eine gezielte Veränderung der Rückhaltesystemparameter möglich wird. Ein relevanter Insassenzustand ist dabei die Baseline und beschreibt den Normzustand, bzw. eine ähnliche Position in verschobenen Sitzeinstellungen.

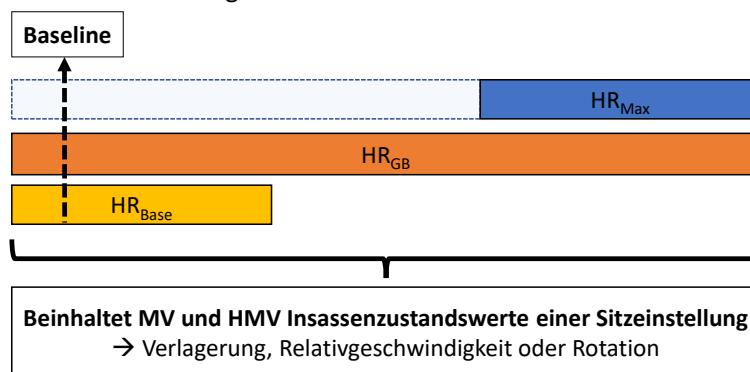


Abbildung 89: Die drei Bereiche einer Sitzeinstellung welche das Verletzungsrisiko und den Insassenzustand bei Crashbeginn in Verbindung bringen und die Sensoranforderung darstellen.

Beginnend mit dem H305 fasst Tabelle 90 die bereits bekannten Einstufungen zur Relevanz und das zu der Sitzeinstellung gehörige RR_{avg} zusammen und enthält zusätzlich die Kombination dieser Parameter. Abbildung 90 visualisiert dieses Ergebnis für die drei Sitzeinstellungen. Die über den gesamten Aufenthaltsraum des H305 Dummy aufgespannte Kritikalität liegt ohne den Baseline Insassenzuständen im Mittel bei 25 % über der Referenz, inklusive diesen liegt es bei 26% über der Referenz. Es tritt ein erhöhtes Risiko über den gesamten Bereich auf, das zwischen den einzelnen Sitzeinstellungen stark schwankt.

Für den FoV ergibt sich eine „HR_{GB}“ Relevanz für die vorderen zwei Positionen und eine „HR_{Base}“ Relevanz der Pr225 Sitzeinstellung. Dieses Ergebnis beinhaltet somit die Aussage, dass in den vorderen Sitzeinstellungen auf keine Eigenschaft des Sensorsystems verzichtet werden kann und diese über den gesamten Bereich den Insassenzustand erfassen sollten. Durch die Definition der Erfassung der Baseline der Sitzeinstellungen liefert das Ergebnis über den ganzen Aufenthaltsraum einen großen Wert für den FoV, da sich relevante Insassenzustände mit einer erhöhten Kritikalität über den Sitzeinstellungen stark verteilen. Wie schon aus dem RR_{avg} abzulesen ist, liegt das Minimum bei den Insassenzuständen der Pr075 Sitzeinstellung und steigt für die weiter vorne und hinten gelegene Sitzeinstellung an. Die ausgewählten Insassenzustände im Aufenthaltsraum (Kopfposition) spannen dabei einen Bereich von 455 mm in X auf (Abbildung 91 und Abbildung 92).

Die Dynamik ist für die zwei rückwärts verschobenen Sitzeinstellungen über den gesamten Wertebereich von „HR_{GB}“ Relevanz. Es kann somit auf keinen Bereich reduzierten Risikos geschlossen werden. In der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) sind es vor allem hohe Relativgeschwindigkeiten, die sich auf das Risiko auswirken und bis zu 2.3 m/s erreichen können. In der am weitesten rückwärts verschobenen Sitzeinstellung erhöht sich die Relativgeschwindigkeit auf 2.6 m/s (Abbildung 92).

Die Eigenschaften des Insassen, die mit der Kopffrotation bestimmt wurden, liegen in der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung nahe der Baseline (geringe Rotation) mit erhöhtem Risiko vor und sind, mit einer Erkennung der Sitzeinstellung, zu vernachlässigen. Hohe Rotationen müssen jedoch in den zwei vorderen Sitzeinstellungen erfasst werden, da diese mit erhöhtem Risiko und größeren Vorverlagerungen verbunden sind. In Kombination wird auch diese Größe für den H305 Dummy mit „HR_{GB}“ eingestuft. Die Rotationen des Kopfes liegen für alle Insassenzustände in einem Bereich von -9 Grad bis 57 Grad (Abbildung 91).

Werden die Ergebnisse der Potential- und Robustheitsuntersuchung einbezogen, die zumindest für die ausgewählten Insassenzustände eine eindeutige Bewertung zulassen, kann die Einstufung der Sensoranforderung bewertet werden. Im Fall der hintersten Sitzposition ist es mit den im Modell vorhandenen Rückhaltemitteln nicht möglich, ein stabiles Potential für den ausgewählten Insassenzustand zu erzielen. Die Innenraumsensorik nimmt keinen Einfluss auf die In-Crash Strategie der Rückhaltung, kann aber bereits in der Pre-Crash Phase notwendige Maßnahmen einleiten (Warnung, Sitzverschiebung). Für den ausgewählten Insassenzustand der vordersten Sitzeinstellung konnte ein stabiles Potential (25 % Reduktion) erzielt werden. Mit einer Innenraumsensorik und der Anpassung der Rückhalteparameter kann dieses Potential genutzt werden. Somit bleibt, auch aufgrund des signifikant erhöhten Verletzungsrisikos der am weitesten rückwärts verschobenen Sitzeinstellung, diese in der Einstufung mit „HR_{GB}“ (über den gesamten Bereich relevant) erhalten.

Tabelle 90: Sensoranforderung des H305 Dummies aus dem Kritikalitätsraum abgeleitet. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert der Insassenzustände	RR _{avg_n} (RR _{avg_n} inklusive Baseline)	Relevanz		
		Field of View	Dynamik	Insasseneigenschaften
aller Sitzeinstellungen	1.25 (1.26)	<u>HR_{GB_V}</u> Maximal 455 mm	<u>HR_{GB_Velo}</u> Maximal 2.6 m/s	<u>HR_{GB_Rot}</u> -9 Grad bis 57 Grad
der Standard-Sitzeinstellung (Ps000)	1.13 (1.12)	<u>HR_{GB_V}</u> Baseline + hohe Verlagerungen	<u>HR_{GB_Velo}</u> Baseline + hohe Relativgeschwindigkeiten	<u>HR_{GB_Rot}</u> Baseline + hohe Rotationen
der Pr075 Sitzeinstellung	1.06 (1.06)	<u>HR_{GB_V}</u> Gesamter Bereich	<u>HR_{GB_Velo}</u> Gesamter Bereich	<u>HR_{GB_Rot}</u> Gesamter Bereich
der Pr225 Sitzeinstellung	1.57 (1.59)	<u>HR_{Base_V}</u> Baseline nahe	<u>HR_{GB_Velo}</u> Gesamter Bereich	<u>HR_{Base_Rot}</u> Baseline nahe

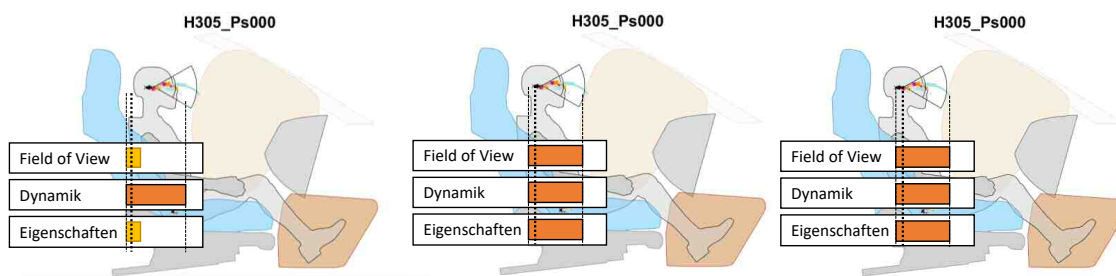


Abbildung 90: Visualisierte Sensoranforderungen für alle drei Sitzeinstellungen des H305 Dummies.

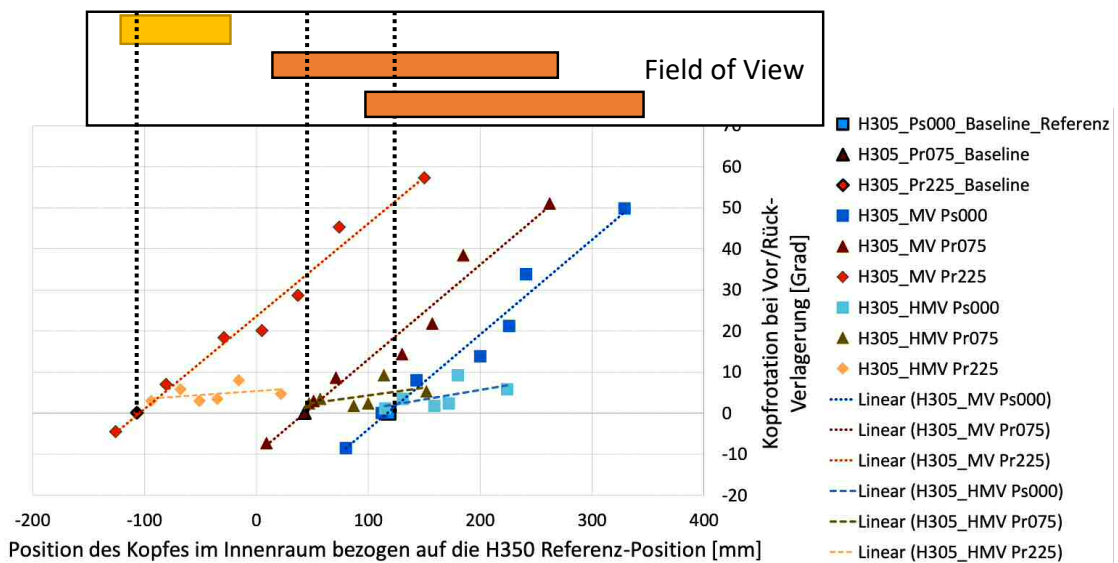


Abbildung 91: Kombinierte Darstellung der Sensoranforderungen für den FoV, bestimmt aus den Ergebnissen der drei Sitzeinstellungen und Rotation des Kopfes über der Kopfposition im Innenraum bei t_0 für den H305 Dummy.

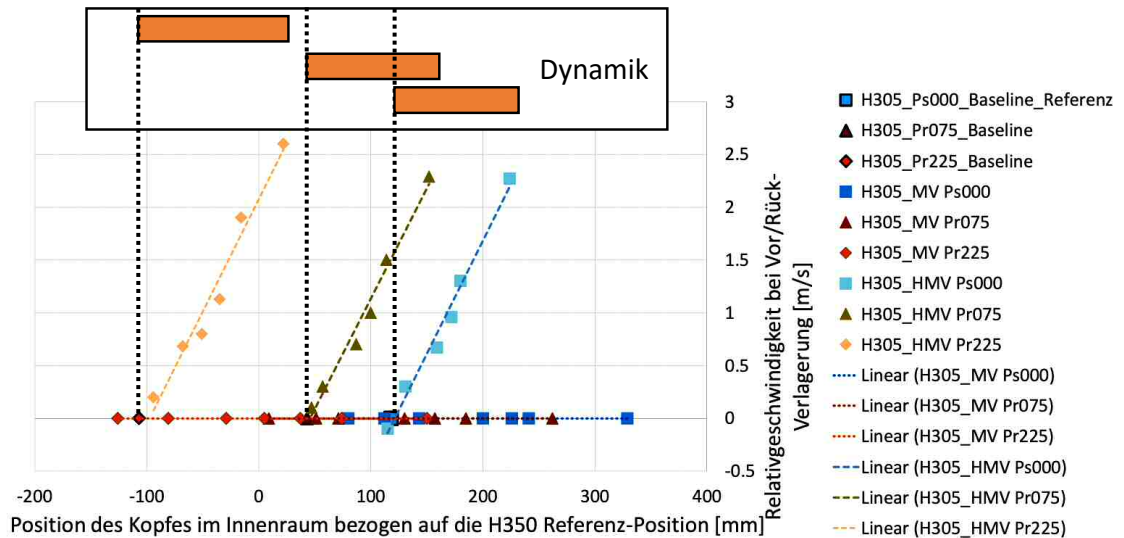


Abbildung 92: Kombinierte Darstellung der Sensoranforderungen für die Dynamik, bestimmt aus den Ergebnissen der drei Sitzeinstellungen und Relativgeschwindigkeit des Kopfes über der Kopfposition im Innenraum bei t_0 für den H305 Dummy.

In Tabelle 91 ist die Auswertung für den H350 Dummy zur Analyse der Evaluierung der Sensoranforderungen enthalten. Abbildung 93 visualisiert dieses Ergebnis für die drei Sitzeinstellungen. Das RR_{avg} liegt im Vergleich zum H305 im Mittel deutlich unter der Referenz, ist jedoch durch die höheren Absolutwerte in den Baseline Insassenzuständen ohne Pre-Crash Phase durchwegs mit höherer Kritikalität einzustufen (3 Sterne US NCAP). Für die Standard-Sitzeinstellung (Ps000) ergibt sich aus dem Kritikalitätsraum im Mittel das geringste Risiko. Ein Anstieg ist wie beim H305 Dummy in beiden Richtungen zu erkennen, auch wenn dieser beim H350 nicht gleich stark ausgeprägt verläuft und für die vorwärts verschobene Sitzeinstellung höher ausfällt.

Die Einstufung der Relevanz ergibt für den Field of View jeder Sitzeinstellung einen nur geringen Erfassungsbereich der im Bereich geringer Abweichungen zur jeweiligen Baseline liegt. Durch die Kombination aller Einstellungen wird der notwendige Erfassungsbereich von dem Insassenzustand der Pf050 Baseline bis zur Baseline der Pr150 Sitzeinstellung erweitert, da für alle Baseline Lastfälle ohne Pre-Crash Phase ein erhöhtes Risiko im Vergleich zum Referenz-Lastfall in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) vorliegt. Ist die Sitzeinstellung bekannt, kann bei entsprechender Sensorauswahl zum Beispiel der Erfassungsbereich mit erhöhter Auflösung adaptiert werden. Es ist nur ein geringes ΔX der jeweilig vorliegenden Sitzeinstellung heranzuziehen, da vorverlagerte Insassenzustände ein geringeres Risiko aufweisen. Der H350 Dummy spannt mit den gewählten Insassenzuständen einen Aufenthaltsraum von 466 mm in X auf (Abbildung 95 und Abbildung 94).

Die Dynamikanforderungen des H350 liegen durchgängig mit hoher Relevanz bewertet vor. Der H350 Dummy erreicht, Relativgeschwindigkeiten bis zu 2.9 m/s (Abbildung 95).

Als letzter Faktor für die Sensoranforderungen des H350 Dummies liefern die Eigenschaften des Insassen, reduziert auf die Kopffrotation bei t_0 , einen nur geringen Einfluss. Bei von der Baseline abweichenden Insassenzuständen wird das RR gesenkt, bei aufrechten, der initialen angenäherten „Normposition“ wird die Kritikalität erhöht. Eine Anpassung des Rückhaltesystems ist somit nicht zwingend erforderlich. Mit den ausgewählten Insassenzuständen wurde ein Bereich von -8 Grad bis knapp 60 Grad aufgespannt (Abbildung 94).

Tabelle 91: Sensoranforderung des H350 Dummies aus dem Kritikalitätsraum abgeleitet. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert der Insassenzustände	RR _{avg,n} (RR _{avg,n} inklusive Baseline)	Field of View	Relevanz	
			Dynamik	Insasseneigenschaften
aller Sitzeinstellungen	0.85 (0.87)	<u>HR_{Base_V}</u> Maximal 466 mm	<u>HR_{GB_Velo}</u> Maximal 2.9 m/s	<u>HR_{Base_Rot}</u> -8 Grad bis 60 Grad
der Pf050 Sitzeinstellung	0.91 (0.91)	<u>HR_{Base_V}</u> Baseline	<u>HR_{GB_Velo}</u> Gesamter B.	<u>HR_{Base_Rot}</u> Baseline
der Standard-Sitzeinstellung (Ps000)	0.77 (0.79)	<u>HR_{Base_V}</u> Baseline	<u>HR_{GB_Velo}</u> Gesamter B.	<u>HR_{Base_Rot}</u> Baseline
der Pr075 Sitzeinstellung	0.86 (0.87)	<u>HR_{Base_V}</u> Baseline	<u>HR_{GB_Velo}</u> Gesamter B.	<u>HR_{Base_Rot}</u> Baseline
der Pr150 Sitzeinstellung	0.87 (0.89)	<u>HR_{Base_V}</u> Baseline	<u>HR_{GB_Velo}</u> Baseline + MV	<u>HR_{Base_Rot}</u> Baseline

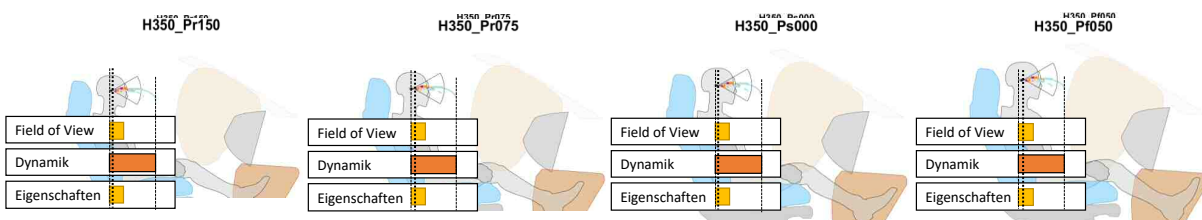


Abbildung 93: Visualisierte Sensoranforderungen für alle drei Sitzeinstellungen des H350 Dummies.

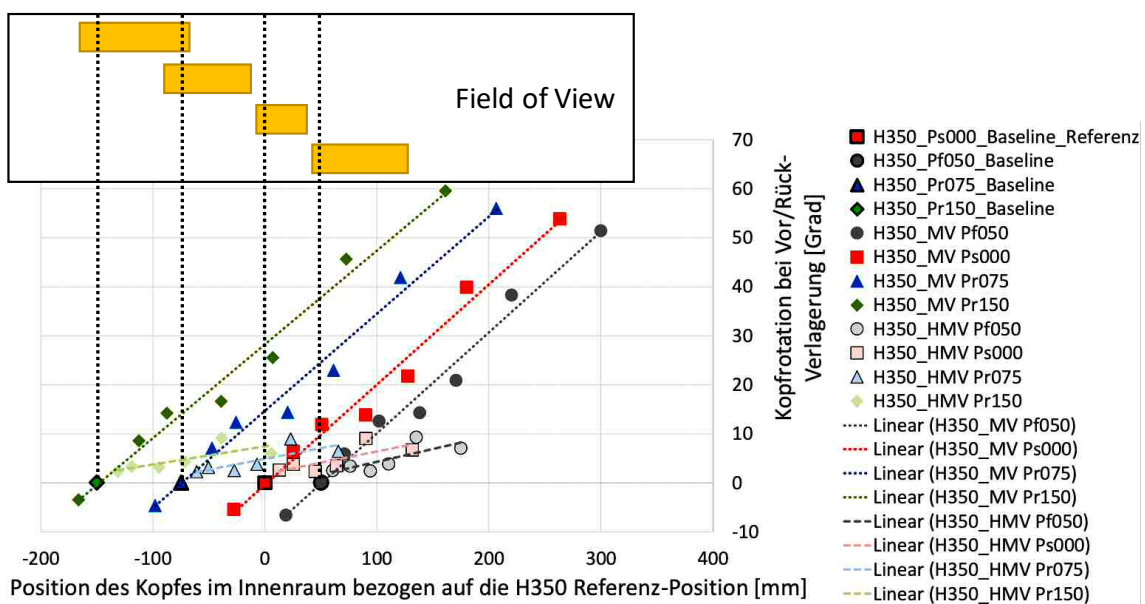


Abbildung 94: Kombinierte Darstellung der Sensoranforderungen für den FoV, bestimmt aus den Ergebnissen der drei Sitzeinstellungen und Rotation des Kopfes über der Kopfposition im Innenraum bei t_0 . Für den H350 Dummy.

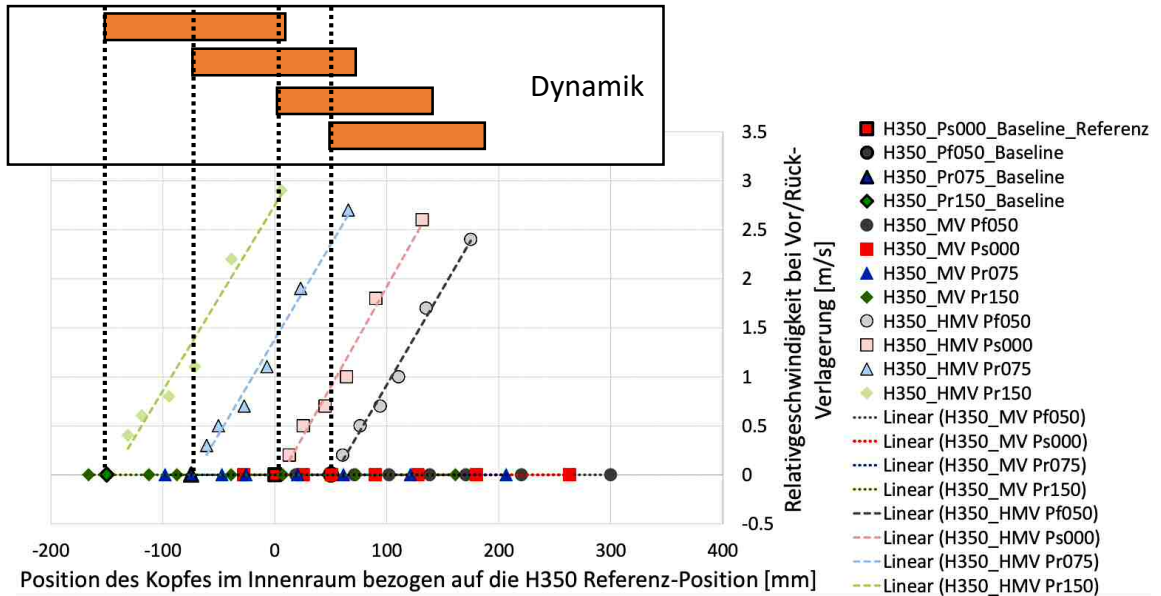


Abbildung 95: Kombinierte Darstellung der Sensoranforderungen für die Dynamik, bestimmt aus den Ergebnissen der drei Sitzeinstellungen und Relativgeschwindigkeit des Kopfes über der Kopfposition im Innenraum bei t_0 . Für den H350 Dummy.

Abbildung 96 und Abbildung 97 zeigen abschließend die Überlagerung der relevanten Bereiche der Verlagerung des Kopfes des Insassen und der Dynamik über X im Innenraum des Fahrzeuges bezogen auf die H350 Referenz-Position (0 mm). Da die Rotation die gleichen Ergebnisse liefert wie die Verlagerung, ist diese nicht explizit dargestellt. Dabei ist ersichtlich, dass für den FoV die Dummies einen stark unterschiedlichen Einfluss auf die Relevanz des Bereichs darstellen. Der Insassenzustand des H305 Dummies mit dem eingesetzten Rückhaltesystem ist vor allem zwischen 20 mm und circa 335 mm von Interesse, für den H350 Dummy liegt dieser Bereich zwischen circa -150 mm und circa 130 mm. Der gesamte sich aufspannende Bereich liegt somit zwischen circa -150 mm und circa 335 mm. Für die Relativgeschwindigkeiten, die bis zu 2.9 m/s von Relevanz sind, schränkt sich dieser Bereich auf circa -140 mm bis 240 mm ein. Das RR normiert mit dem Referenzlastfall weicht unter Betrachtung aller Verlagerungen des Kopfes einer Sitzeinstellung in dem untersuchten Kritikalitätsraum in einem Toleranzband zwischen 10 mm bis 20 mm bis zu circa 23 % (circa 46 % unter Berücksichtigung aller Insassenzustände) für den H350 Dummy und circa 30% (48 % unter Berücksichtigung aller Insassenzustände) beim H305 Dummy ab. Dadurch muss auch die Abtastrate entsprechend hochaufgelöst gewählt werden. Mit der höchsten Relativgeschwindigkeit ($v = 2.9 \text{ m/s}$) und dem unteren Wert des Toleranzbereichs ($\Delta s = 10 \text{ mm}$) lässt sich eine Abtastrate von 290 Hz ($f = v/\Delta s$) berechnen. Diese liegt in einem sehr hohen Bereich, kann mit einer Sensorfusion (beispielsweise Inertialsensoren und Stereokamera) und prädiktiven Verfahren für die kontaktlosen Sensoren abgesenkt werden.

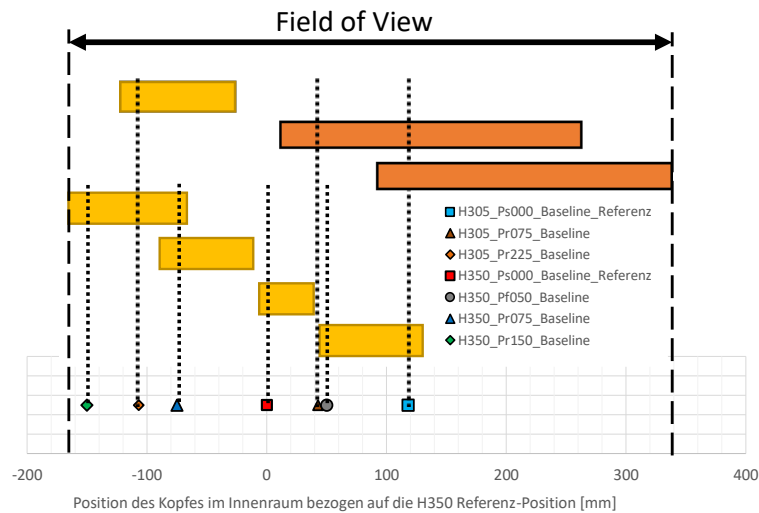


Abbildung 96: Überlagerte Darstellung der Sensoranforderungen der Sitzeinstellungen, der relevanten Bereiche des Field of Views, beider Dummies über X im Innenraum bezogen auf die H350 Referenz-Position.

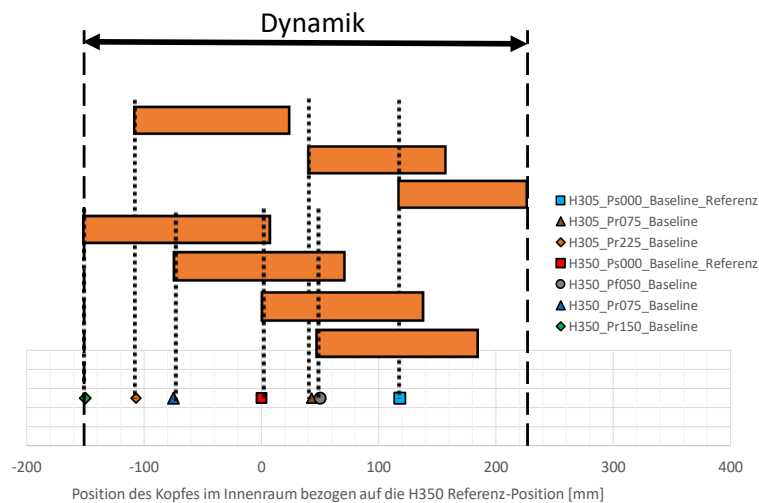


Abbildung 97: Überlagerte Darstellung der Sensoranforderungen der Sitzeinstellungen, der relevanten Bereiche der Dynamik, beider Dummies über X im Innenraum bezogen auf die H350 Referenz-Position.

Daraus schließt sich, dass das auszuwählende Sensorsystem ohne Sitzpositionserkennung den vorliegenden Aufenthaltsraum (beinhaltet alle möglichen Insassenzustände) ohne Ausnahme erfassen können muss. Zur Reduktion des Verletzungsrisikos bestehen dabei zwei Möglichkeiten die getrennt oder kombiniert eingesetzt werden können. Einerseits ist ein direkter Eingriff zur Änderung der Sitzeinstellung von rückwärts verschobenen Sitzen von Vorteil (Annäherung an die Referenz-Position), andererseits muss für den jeweiligen Insassenzustand bei t_0 eine angepasste Rückhaltesystemstrategie zur Nutzung des Potentials zu Verletzungsrisikoreduktion bekannt sein.

12 SCHLUSSFOLGERUNGEN

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, wie das Wissen über den Insassenzustand bei t_0 genutzt werden kann, um das Verletzungsrisiko in einem Crashlastfall zu minimieren. Der Bereich der untersuchten Insassenzustände ergibt sich durch Kombinationen aus unterschiedlichen Sitzeinstellungen und unterschiedlichen Pre-Crash Manövern. Es wurden ausschließlich longitudinale Pre-Crash Manöver und Crashlastfälle untersucht. Basierend auf den durchgeführten Untersuchungen können die nachfolgenden Schlussfolgerungen, bezogen auf die aus der Problemstellung bestimmten Forschungsfrage, abgeleitet werden.

Forschungsfrage:

Wie lauten die Anforderungen für zukünftige Innenraumsensoriksysteme zur Erfassung des Insassenzustands bei t_0 bezogen auf das Potential und dessen Robustheit zur Verletzungsrisikoreduktion?

Die Schlussfolgerungen gruppieren sich – wie der Aufbau der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit – in die vier folgenden Themen:

- **Aufenthaltsraum:** beschreibt die möglichen Insassenzustände der Pre-Crash Manöver, die bei t_0 (In-Crash Beginn) vorliegen können.
- **Kritikalitätsraum:** überlagert das Verletzungsrisiko der In-Crash Phase mit den bei t_0 festgelegten Insassenzuständen aus der durchgehenden Berechnung der Pre-/ und In-Crash Phase und der Basisparameter des Rückhaltesystems (ohne Insassenerfassung, beispielsweise Zündzeit des Pre-Tensioners, der Airbagzündzeitpunkt und dem Umschaltzeitpunkt auf die zweite Gurtkraftbegrenzerstufe). Eine erste Bewertung zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen kann, basierend auf dem ermittelten Kritikalitätsraum, abgeleitet werden.
- **Potential- und Robustheitsuntersuchung:** beschreibt das Potential zur Verletzungsrisikoreduktion mit angepassten Rückhaltesystemparametern und dessen Robustheit für den Insassenzustand bei t_0 bezogen auf das Basisrückhaltesystem.
- **Sensoranforderungen:** Ableitung der in dieser Arbeit identifizierten relevantesten Größen der Innenraumsensorik und deren notwendigen Wertebereiche.

Schlussfolgerungen zum Aufenthaltsraum

- 1) Mit einem Hybrid III 50 % und Hybrid III 5 % Dummy wurde ein maximaler Aufenthaltsraum in X (Fahrzeuglängsachse) bezogen auf die Kopfposition beider Dummies von 495 mm aus sieben Pre-Crash Phasen und sieben Sitzeinstellungen, vier des Hybrid III 50 % Dummies ($\Delta x_{\text{Sitzverstellung}} = 200$ mm, Abstand zwischen der am weitesten vorne und hinten liegenden Sitzeinstellung) und drei des Hybrid III 5 % Dummies ($\Delta x_{\text{Sitzverstellung}} = 225$ mm, Abstand zwischen der am weitesten vorne und hinten liegenden Sitzeinstellung), ermittelt. Die Standard-Sitzeinstellung des Hybrid III 5 % liegt 118 mm vor der des Hybrid III 50 % Dummies. Der Aufenthaltsraum bezogen auf eine Sitzeinstellung stimmt mit dem aus der Literatur (in Kapitel 3.4.3) bekannten Bereich für Kopfverlagerungen in X (maximal bis zu circa 300 mm) überein und liegt zwischen maximal 256 mm bis 311 mm, abhängig von der Dummygröße. Der Aufenthaltsraum bezogen auf jeweils eine Dummygröße (Hybrid III 50 % oder Hybrid III 5 %) liegt bei 455 mm in X der Kopfposition für den Hybrid III 5 % Dummy und 466 mm in X der Kopfposition für den Hybrid III 50 % Dummy.

- 2) Die Relativgeschwindigkeiten der untersuchten Insassenzustände bei t_0 liegen ohne elektromechanischen reversiblen Gurtstraffer zwischen 0.7 m/s und 2.9 m/s. Mit einem aktivierten elektromechanischen reversiblen Gurtstraffer liegen diese zwischen -0.4 m/s bis 2.2 m/s und können signifikant reduziert werden beziehungsweise eine Bewegungsumkehr relativ zum Fahrzeug herbeiführen. Der Aufenthaltsraum des Kopfes in X kann mit einem aktivierten elektromechanischen reversiblen Gurtstraffer um circa 15 % reduziert werden.
- 3) Eine frühe und effiziente Ankopplung an das Rückhaltesystem bei geringen Bremsverzögerungen kleiner 1 g hat einen großen Einfluss auf die Körperregionen (Kopf und Thorax) im Aufenthaltsraum. Die Relativgeschwindigkeit bei t_0 kann, abhängig vom Wert der Bremsverzögerung, zwischen 30 % für höhere Bremsverzögerungen (größer gleich 1 g) bis circa 70 % für niedrigere (0.6 g) mit einem elektromechanischen reversiblen Gurtstraffer und einer Straffkraft von 300 N reduziert werden.
- 4) Für Insassenzustände nahe der maximalen Relativgeschwindigkeit des Dummykopfes sind beide Dummies in einer annähernd aufrechten Position mit geringer Kopffrotation (< 10 Grad) und liegen bei der Hälfte der maximalen Verlagerung des Kopfes in X.
- 5) Es liegen Insassenzustände bei t_0 vor, die durch die Pre-Crash Verlagerungen des Kopfes in X den Airbagkontakt-Wegpunkt (Kopfkontaktpunkt der Referenz der Standard-Sitzeinstellung mit dem voll entfalteten Airbag) bereits in der Pre-Crash Phase überschreiten.
- 6) Für leichte und kleine Insassen (Hybrid III 5 % Dummy), geringe Bremsverzögerungen und einer Straffkraft in der Pre-Crash Phase von 300 N ist es möglich, eine im Vergleich zur absoluten Fahrzeuggeschwindigkeit geringfügig reduzierte Geschwindigkeit des Kopfes in X zu erreichen. Diese liegt aufgrund der geometrischen Randbedingung durch die Rückenlehne jedoch nur zeitlich begrenzt vor.
- 7) Der elektromechanische reversible Gurtstraffer erzielt somit einen besser kontrollierbaren Insassenzustand in der Pre-Crash Phase mit geringeren geometrischen und kinematischen Abweichungen zur Baselineposition ohne Pre-Crash Phase zum Zeitpunkt t_0 .

Schlussfolgerungen zum Kritikalitätsraum

Das Ergebnis des Kritikalitätsraumes ist ein multidimensionaler Bewertungsraum zur Ableitung von Sensoranforderungen basierend auf den Insassenzustandsgrößen und den jeweilig auftretenden Verletzungsrisiken der darauffolgenden In-Crash Phase. Es kann dabei jedem Insassenzustand bei t_0 ein relatives Risiko zugeordnet werden (Berechnung nach dem USNCAP Bewertungsschema, berücksichtigt die Verletzungswahrscheinlichkeiten von Kopf, Nacken, Thorax und Femur).

- 1) Der Kritikalitätsraum des Hybrid III 5 % Dummys
 - a) Die Sitzeinstellung mit dem niedrigsten Mittelwert des relativen Risikos der untersuchten Insassenzustände bei t_0 befindet sich in der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung. Diese liegen in der Verlagerung in X am nächsten an der Referenzposition, auf die das Rückhaltesystem abgestimmt ist.
 - b) Das mit dem USNCAP Schema berechnete „Relative Risk“ (RR) weist in der um 225 mm nach hinten verschobenen Sitzeinstellung den höchsten Wert auf und liegt in dieser Sitzeinstellung maximal 94 % erhöht zur Referenz vor.

- c) Der Hybrid III 5 % Dummy weist über alle Sitzeinstellungen ein teils signifikant erhöhtes Verletzungsrisiko im Vergleich zum Referenzlastfall der Standard-Sitzeinstellung auf und wird daher in der Potentialanalyse berücksichtigt.
- 2) Der Kritikalitätsraum des Hybrid III 50 % Dummys
- a) Die Insassenzustände der rückwärts verschobenen Sitzeinstellungen sind im Mittel des relativen Risikos nahezu ident und geringfügig erhöht zum Mittelwert der Standard-Sitzeinstellung. Die um 50 mm vorwärts verschobene Sitzeinstellung erzielt im Mittel das höchste relative Risiko der vier Sitzeinstellungen. Der Mittelwert des Verletzungsrisikos der einzelnen Sitzeinstellungen liegt jedoch deutlich unter dem Verletzungsrisiko des Referenzlastfalls der Standard-Sitzeinstellung, was in diesen Fällen trotz der abweichenden Insassenzustände bei t_0 eine geringfügige Verbesserung ohne eine weitere Optimierung bei den unterschiedlichen Sitzeinstellungen mit sich bringt.
- b) Das Verletzungsrisiko des Hybrid III 50 % Dummys wird von den zur Baseline abweichenden Insassenzuständen nicht erhöht und wurde daher in der Potentialanalyse in dieser Arbeit nicht weiter betrachtet.
- 3) Mit dem zuvor erwähnten besser kontrollierbaren Insassenzustand durch den Einsatz eines elektromechanischen reversiblen Gurtstraffers ist mit den Basisparametern des Rückhaltesystems kein Trend zu einem reduzierten Verletzungsrisiko zu erkennen. Der kontrollierbarere Insassenzustand bei t_0 kann einer gezielteren Abstimmung (Zündzeiten) des Rückhaltesystems jedoch entgegenkommen.
- 4) Die mit dem elektromechanischen reversiblen Gurtstraffer erzielte frühere Ankopplung an das Rückhaltesystem führt schlussendlich zu einer reduzierten Relativgeschwindigkeit des Insassenzustands bei t_0 zum Fahrzeug. Der Effekt wird jedoch mit einer größeren Distanz bis zum Airbagkontakt-Wegpunkt (voll entfalteter Airbag) wieder reduziert.
- 5) Der Insasse mit aktivierter Pre-Crash Straffung kann den Airbagkontakt-Wegpunkt - im Vergleich zu dem Insassenzustand mit deaktivierter Pre-Crash Straffung - mit einer maximal circa 22.5 % höheren Relativgeschwindigkeit erreichen (Ursache: vergrößerte Distanz).

Schlussfolgerungen zur Potential- und Robustheitsanalyse

Das Potential der Verletzungsrisikoreduktion und dessen Robustheit in der In-Crash Phase wurde für zwei ausgewählte Insassenzustände bei t_0 des Hybrid III 5 % Dummys aufgrund des im Vergleich zur Referenz erhöhten Verletzungsrisikos ermittelt. Die ermittelten Parameter des Rückhaltesystems für ein reduziertes relatives Risiko werden in der Robustheitsuntersuchung mit einer Schrittweite von 3 ms ganzheitlich für mehrere Stützstellen um die Parameter des optimierten Ergebnisses evaluiert.

- 1) Ein Insassenzustand (maximale Verlagerung bei 1 g und 300 N) in der am weitesten hinten gelegenen Sitzeinstellungen des Hybrid III 5 % Dummys zeigt bei einer Änderung des Gurtkraftniveaus die größte Auswirkung auf das Verletzungsrisiko. Die Brusteingdrückung wird positiv beeinflusst (circa - 30 %) und liegt damit unter dem Wert des Referenzlastfalls der Standard-Sitzeinstellung. Das relative Risiko für den ausgewählten Insassenzustand wird um circa 12 % gesenkt und liegt weiterhin circa 40 % über dem Risiko der Referenz in der Standard-Sitzeinstellung. Zudem zeigt die Robustheitsuntersuchung der Optimierung des Insassenzustands der am weitesten hinten liegenden Sitzeinstellung einen nur sehr kleinen Zeitbereich für ein „stabiles“ Potential des relativen Risikos (Δt circa 3 ms).

- 2) Das ermittelte Potential zur Reduktion des Verletzungsrisikos eines Insassenzustands des Hybrid III 5 % Dummies in der Standard-Sitzeinstellung (maximale Verlagerung bei 1 g und 300 N) liegt bei circa 20 % unter dem Risiko der Referenz. Die Robustheitsuntersuchung zeigt für einen ganzheitlichen Zündzeitversatz mit circa ± 6 ms einen deutlich stabileren Bereich für eine Reduktion des Verletzungsrisikos.

Schlussfolgerungen zu den Sensoranforderungen

- 1) Maßgebliche Größen zur Bestimmung der Anforderungen an eine Innenraumsensorik mit der schlussendlich eine optimierte Rückhaltesystemstrategie ausgewählt werden kann, sind die Parameter des Insassen selbst (Masse, Statur) und die zur Erfassung des Insassenzustands in dieser Arbeit identifizierten drei Größen: Field of View („Kopfverlagerung“, erste Größe), Dynamik („Relativgeschwindigkeit des Kopfes“, zweite Größe) und Insasseneigenschaft („Kopffrotation“, dritte Größe). Die weiteren in einer Vorauswahl untersuchten Körperregionen (Thorax und Pelvis) sind, aufgrund eines deutlich reduzierten Erfassungsbereichs und einer stark abweichenden Kinematik, im Vergleich zum Kopf für die Ableitung von Sensoranforderungen weniger geeignet.
- 2) Für den Hybrid III 50 % Dummy mit einem relativen Risiko der Referenz von 1.1 (nahe der Grenze von 1.0 zu vier von fünf Sternen) und einem Mittelwert aller Insassenzustände bei t_0 inklusive der Baseline ohne Pre-Crash Phase von 0.96 wird eine Verbesserung des relativen Risikos für einen Großteil der Insassenzustände bereits ohne eine Parameteranpassung des Rückhaltesystems erreicht. Die Parameter und die Relevanz der Sensoranforderungen der drei Größen (aus Punkt 1) können folgendermaßen zusammengefasst werden:
 - a) Die Relevanz des Field of Views (Kopfverlagerung) liegt in einem Bereich der Baseline- und Baselinennahen-Insassenzustandswerte mit erhöhtem Verletzungsrisiko von circa 280 mm in X-Richtung vor und ist somit ein nur geringfügig erweiterter Bereich der untersuchten Sitzverstellung von 200 mm in X-Richtung.
 - b) Die Dynamik (Relativgeschwindigkeit des Kopfes) erreicht für den Hybrid III 50 % Dummy bis zu 2.9 m/s und ist über den gesamten Wertebereich von höherer Relevanz für das Verletzungsrisiko als die nahezu statischen maximalen Verlagerungen in X der unterschiedlichen Pre-Crash Phasen (im Mittel um mehr als 5 % erhöhtes Verletzungsrisiko für alle Sitzeinstellungen gegenüber den „statischen“ maximalen Verlagerungen).
 - c) Abschließend ist die Relevanz der Insasseneigenschaften (Kopffrotation) der des Field of View ähnlich, da ebenfalls nur der Baseline der jeweiligen Sitzeinstellung ähnliche Insassenzustandswerte ein höheres Verletzungsrisiko hervorrufen. Diese liegen in einem Bereich von -8 Grad bis + 15 Grad relativ zum jeweiligen Baseline-Insassenzustandswert.
- 3) Der Hybrid III 5 % Dummy mit einem relativen Risiko der Referenz von 0.6 (erzielt mit der Referenz fünf von fünf Sternen) und einem Mittelwert aller Insassenzustände bei t_0 inklusive der Baseline ohne Pre-Crash Phase von 0.76 ist in zur Referenz abweichenden Insassenzustände mit einem signifikant höherem relativen Risiko eingestuft. Die Parameter und die Relevanz der Sensoranforderungen der drei Größen können folgendermaßen zusammengefasst werden:
 - a) Da der Hybrid III 5 % Dummy für zur Referenz abweichende Insassenzustände bei t_0 ein erhöhtes Verletzungsrisiko aufweist (der Mittelwert des relativen Risikos ist im Vergleich zur Referenz um 26 % erhöht) und ein bestimmter Bereich der Insassenzustandswerte bei t_0 nicht eindeutig zugeordnet werden kann, sind alle Anforderungsgrößen (Field of View, Dynamik und Insasseneigenschaften) von hoher Relevanz über den gesamten Wertebereich.

- b) Der zu erfassende Verlagerungsbereich erstreckt sich dabei, unter Berücksichtigung der Potential- und Robustheitsanalyse, auf die Insassenzustandswerte der zwei vorderen Sitzeinstellungen von circa 315 mm, die zu erfassende Relativgeschwindigkeit auf bis zu maximal 2.6 m/s und die zu unterscheidende Rotation von - 9 Grad bis + 50 Grad relativ zur Baselineausrichtung.
- 4) Die Dynamik (Relativgeschwindigkeit des Kopfes) des Insassenzustands bei t_0 , die in der Literatur nicht behandelt wurde, stellt sich als stark beeinflussende Größe des Verletzungsrisikos im Kritikalitätsraum heraus. Für die Dynamik sind Relativgeschwindigkeiten bis zu 2.9 m/s (mit den in dieser Arbeit durchgeführten Berechnungen) über den gesamten Bereich von großer Relevanz für das Sensoriksystem. Unter Berücksichtigung der Toleranz der Erfassungsgenauigkeit in X-Richtung, aufgrund ähnlicher Absolutpositionen des Insassen mit stark abweichenden Verletzungsrisikowerten, ist mit den Daten der vorliegenden Untersuchung eine sehr hohe Abtastrate ($\Delta t_{\text{abtastung}}$ berechnet mit $\Delta X/\dot{X}$) von bis zu circa 290 Hz (Frequenz berechnet mit $1/\Delta t_{\text{abtastung}}$) erforderlich. Eine Sensorfusion (beispielsweise Inertialsensoren und kontaktlose Sensoren) sowie ein prädiktives Verfahren zur Berechnung der Bewegung des Insassen kann die Anforderungen an die Abtastrate eines kontaktlosen Sensors (beispielsweise Kamera) absenken.
- 5) Werden die Erkenntnisse beider Dummies berücksichtigt, vergrößert sich der Field of View aufgrund der untersuchten Insassenzustände in den unterschiedlichen Sitzeinstellungen auf 495 mm. Darunter fällt somit auch der Hybrid III 50 % Dummy der, bis auf die Baselinenahe Insassenzustände mit erhöhtem Verletzungsrisiko, eine geringere Relevanz aufweist. Die Relativgeschwindigkeiten und Kopffrotationen der Insassen sind in gewissen Bereichen höherer Relevanz überlagernd enthalten. Damit ist es zudem notwendig bei ähnlichen Insassenzustandswerten die Insassen eindeutig in Größe und Gewicht unterscheiden zu können (beispielsweise wie in der Klassifizierung der FMVSS für „static suppression tests“), da unterschiedliche Rückhaltesystemparameter für beide Dummies eingesetzt werden.

In weiterer Folge stellen die abgeleiteten Sensoranforderungen die Basis für die Auswahl eines geeigneten Innenraumsensoriksystems dar. Diese liefern die Daten zur Identifikation der Insassenzustände und Anpassung der Rückhaltesystemparameter. Damit kann das vorhandene Potential für ein reduziertes Verletzungsrisiko im Crashlastfall genutzt werden.

Die Schlussfolgerungen bestätigen zudem die Erfüllung der festgelegten Zwischenziele aus Kapitel 4 der vorliegenden Arbeit. Diese fordern die Einbindung unterschiedlicher Pre-Crash Phasen, ein Modell zur Abbildung des Insassenzustands bei Crashbeginn, eine Methode zur Überlagerung des Verletzungsrisikos mit dem Insassenzustand bei Crashbeginn, eine Potential- und Robustheitsanalyse sowie die Ableitung von Sensoranforderungen.

Folglich ist die über die Problemstellung und die Literatur definierte Forschungsfrage „*Wie lauten die Anforderungen für zukünftige Innenraumsensoriksysteme zur Erfassung des Insassenzustands bei t_0 bezogen auf das Potential und dessen Robustheit zur Verletzungsrisikoreduktion?*“ mit den Schlussfolgerungen ausführlich beantwortet.

13 LITERATUR

- [Adam et al. (2011)]; Adam T., Untaroiu C., "Identification of occupant posture using a Bayesian classification methodology to reduce the risk of injury in a collision". *Transportation Research Part C-Emerging Technologies*. 19. 1078-1094. 10.1016/j.trc.2011.06.006, (2011)
- [Adolph et al. (2014)]; Adolph T., Eggers A., Thomson R., Mizuno K., "Comparison of the dummy response in two different restraint system crash tests". *IRCOBI Conference Proceedings - International Research Council on the Biomechanics of Injury*. 545-561, (2014)
- [Anderson et al. (2013)]; Anderson R., Doecke S., Mackenzie J., Ponte G., "Potential benefits of autonomous emergency braking based on in-depth crash reconstruction and simulation", *Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV22)*, Paper Number 13-0152, Washington DC, (2013)
- [Appel et al. (2013)]; Appel H., Krabbel G., Vetter D., "Unfallforschung, Unfallmechanik und Unfallrekonstruktion - Praxis: Kraftfahrzeugtechnik", Springer-verlag, ISBN: 3322830306, 9783322830302 Seite 43-53, 2. Ausgabe, (2013)
- [ATD (2018)]; ATD2018, "ATD Dummy Models", (URL: http://www.atd-models.de/020_de_dummy-modelle.html), visited (2018)
- [AZT (2019)]; AZT (2019), "Crash Tests zur Verbesserung der Reparaturfreundlichkeit", (URL: <https://azt-automotive.com/de/aufgabengebiete#crash-tests>), visited (2019)
- [Barbat et al. (2013)]; Barbat S., Fu Y., Zhan Z., Yang R. J. und Gehre C., "Objective rating metric for dynamic systems", In: *Enhanced Safety of Vehicles*, Seoul, Republic of Korea, (2013)
- [Bennet et al. (2018)]; Bennett J., Schultz J., Dalimonte D., "Occupant detection and classification system", *United States Patent US20180022231A1*, (2018)
- [Berg et al. (2013)]; Berg A., Rücker P., Domsch C., "Crash test using a car with automatic Pre-Crash braking", *Technical Conference on The Enhanced Safety of Vehicles (ESV22)*, *ESV Paper Number 11-0318*, (2013)
- [Bogue (2006)]; Bogue R., "Sicherheitsbedenken treiben die Automobil - Sensor Märkte", *Sensor Bewertung*, Vol. 26 Ausgabe: 3, pp.231-235, (URL: <https://doi.org/10.1108/02602280610675528>), (2006)
- [Bose et al. (2010)]; Bose D., Crandall J.R., Untaroiu C.D., Maslen E.H., "Influence of pre-collision occupant parameters on injury outcome in a frontal collision", *Accid. Anal. Prev.* 42, pp. 1398-1407, (2010)
- [Bosma et al. (2017)]; Bosma F., van Hooijdonk P., Tyssens M., Kietlinski K., Unger M., "A simulation study on the effect of AEB on injuries on 50% occupants", *25th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV25)*, Paper Number 17-0281, (2017)
- [Braess et al. (2012)]; Braess H., Seiffert U., (Hrsg.): "Vieweg Handbuch Kraftfahrzeugtechnik - Fahrwerk ", Kapitel 7, S. 544, 6. Aufl., Vieweg+Teubner Verlag, ISBN 9783834810113, Wiesbaden, (2012)
- [Brolin und Davidsson (2018)]; Brolin K., Davidsson J., "Human Body Modelling", *IRCOBI - Conference*, India, (2018)
- [Burge et al. (2005)]; Burge R., Dawson-Hughes B., Solomon DH., Wong JB., King A., Tosteson A., "Incidence and economic burden of osteoporosis-related fractures in the United States, 2005-2025", *J Bone Miner Res*, 22: 465 –475, (2007)
- [CEDATU (2006)]; Tomasch E., Steffan H., "CEDATU (Zentrale Datenbank tödlicher Unfälle in Österreich) A Central Database of Fatalities in Austria", *International Conference „ESAR -Expert Symposium on Accident Research“*, S.183, (2006)

- [Choi (2012)]; Choi E-H., "Tire-Related Factors in the Pre-Crash Phase", Report No. DOT HS 811
617. Washington, DC: National Highway Traffic Safety Administration, (2012)
- [Continental (2018)]; Continental, "Seat Comfort", (URL: <https://www.continental-automotive.com/en-gl/Passenger-Cars/Interior/Comfort-Security/Seat-Comfort-Systems/Seat-Comfort>), visited (2018)
- [Corrado et al. (1996)]; Corrado A.P., Decker S.W., Benbow P.B., "Automotive occupant sensor system and method of operation by sensor fusion", United States Patent US5482314A, (1996)
- [Courant et al. (1928)]; Courant R., Friedrichs K., Lewy H., "Über die partiellen Differenzgleichungen der mathematischen Physik", In: *Mathematische Annalen*, Bd. 100, S. 32–74, (1928)
- [Cyliax et al. (2019)]; Cyliax B., Kalliske I., Glas E., Vieler C., "Tiefen und Volumenadaptive Frontalairbags - Rückhaltekonzepte für die Anforderungen des automatisierten Fahrens", VDI Berichte Nr. 2364, S.95-S.113, Berlin, (2019)
- [Dang et al. (2012)]; Dang T., Desens J., Franke U., Gavrila D., Schäfers L., Ziegler W., "Steering and evasion assist", *Handbook of Intelligent Vehicles*, Springer-Verlag, pp. 759-782, (2012)
- [Davis et al. (2017)]; Davis M.L., Koya B., Schap J.M., Hsu F., Gayzik F.S., "Comparison of Objective Rating Techniques vs. Expert Opinion in the Validation of Human Body Surrogates", *Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV25)*, Paper No. 17-0141, (2017)
- [Duchowski et al. (2007)]; Duchowski A., "Eye Tracking Methodology - Theory and Practice", Second Edition, Springer-Verlag London Limited, ISBN 978-1-84628-608-7, (2007)
- [Dux et al. (2015)]; Dux E., Eckstein L., Wolkenstein M., d'Addetta G.A., Luttenberger P., "A Mobile Deformable Barrier Test for the Front Crash Assessment of Future Urban Microcars", *Technical Conference on The Enhanced Safety of Vehicles (ESV24)*, Paper Number 15-0343, Gothenburg, (2015)
- [Eberle et al. (1973)]; Eberle D., Hanselmann D., Prohaska H., "Switch Seat Weight Sensing", United States Patent US3769476, (1973)
- [UN-R94 (2019)]; UN-R94, "UN Regulation Nr. 94Rev3 - Frontal collision protection", (URL:<https://www.unece.org/>), visited (2019)
- [Eckert et al. (2011)]; Eckert A., Hartmann B., Rieth E., "Emergency Steer & Brake Assist - A Systematic Approach for System Integration of Two Complementary Driver Assistance Systems", *Technical Conference on The Enhanced Safety of Vehicles (ESV22)*, Paper Number 13-0344, Washington D.C., United States, (2011)
- [Eggers et al. (2013)]; Eggers A., Schwedhelm H., Zander O., Cordero Izquierdo R., Garcia Polanco J., Paralikas J., Georgoulis K., Chryssolouris G., Seibert D., Jacob C., "Virtual testing based type approval procedures for the assessment of pedestrian protection developed within the EU-project IMVITER", *Technical Conference on The Enhanced Safety of Vehicles (ESV23)*, Paper Number 13-0344, Seoul, (2013)
- [Eggers et al. (2019)]; Eggers A., Mayer C., Peldschuss S., "BAST: Validation procedure for simulation models in a virtual testing and evaluation process of highly automated vehicles", *VDI Fahrzeugsicherheit, VDI-Berichte Nr. 2364*, Seite 231–243, Berlin, (2019)
- [Ensrud (2013)]; Ensrud K.E., "Epidemiology of fracture risk with advancing age", *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 68:1236–42, 10.1093/gerona/glt092, (2013)
- [Erdem et al. (2012)]; Erdem O., Ceyhanb E., Varli Y., "A new correlation coefficient for bivariate time-series data", *data*. In: *MAF*, pp 58–73, (2012)

- [EURONCAP (2015a)]; EURONCAP, "Euro NCAP 2020 Roadmap", (URL:<https://www.euroncap.com/de/fuer-ingenieure/technical-papers/>), (2015)
- [EURONCAP (2018a)]; EURONCAP, "AEB C2C Test Protocol", (URL: <https://www.euroncap.com/en/form-engineers/protocols/safety-assist/>), (2018)
- [EURONCAP (2019)]; EURONCAP, (URL:<https://www.euroncap.com/>), visited (2019)
- [EURONCAP (2019a)]; EURONCAP, "Adult Occupant Protection", (URL:<https://www.euroncap.com/de/fuer-ingenieure/protocols/adult-occupant-protection>), visited (2019)
- [EURONCAP (2019b)]; EURONCAP, "EuroNCAP Sonderauszeichnungen", (URL:<https://www.euroncap.com/de/bewertungen-u-auszeichnungen/euro-ncap-sonderauszeichnungen>), visited (2019)
- [EuroNCAP (2019c)]; EURONCAP "Technical Bulletin 024", (URL: <https://cdn.euroncap.com/media/32277/tb-024-pedestrian-human-model-certification-v10.pdf>), (2019)
- [EURONCAP (2019d)]; EURONCAP, "Euro NCAP 2025 Roadmap", (URL:<https://cdn.euroncap.com/media/30700/euroncap-roadmap-2025-v4.pdf>), (2019)
- [EURONCAP (2019e)]; EURONCAP, "PEDESTRIAN TESTING PROTOCOL", (URL: <https://cdn.euroncap.com/media/41769/euro-ncap-pedestrian-testing-protocol-v85.201811091256001913.pdf>), (2018)
- [Farmer und Jain (2003)]; Farmer M.E., Jain A.K., "Occupant classification system for automotive airbag suppression", IEEE Conf. Computer Vision and Pattern Recognition, (2003)
- [Fausten (2010)]; Fausten M., "Accident avoidance by evasive manoeuvres", 4. Tagung Sicherheit durch Fahrerassistenz, TÜV SÜD, Munich, (2010)
- [FMVSS (2018)]; FMVSS2018, (URL: <https://www.nhtsa.gov/laws-regulations/fmvss>), visited (2018)
- [FMVSS (2019)]; FMVSS208, "FMVSS No. 208 - Occupant crash protection", (URL:<https://icsw.nhtsa.gov/cars/rules/import/FMVSS/#SN208>), visited (2019)
- [Forman et al. (2013)]; Forman J., Lopez-Valdes F., Lessley D., Riley P., Sochor M., Heltzel S., Ash J., Perz R., Kent R.W., Seacrist T., Arbogast K.B., Tanji H., Higuchi K., "Occupant kinematics and shoulder belt retention in far-side lateral and oblique collisions: a parametric study", *Stapp Car Crash J.*,57:343-85, (2013)
- [Frauenkron (2004)]; Frauenkron H., "Schutzvorrichtung mit einer Insassenerkennung", German Patent DE10246799A1, (2004)
- [Freienstein et al. (2005)]; Freienstein H., Engelberg T., Bothe H., and Watts R., "3-D Video Sensor for Dynamic Out-of-Position Sensing, Occupant Classification and Additional Sensor Functions", SAE Technical Paper 2005-01-1232, <https://doi.org/10.4271/2005-01-1232>, (2005)
- [Frik (2016)]; Frik S., "Status and challenges of safety cae in vehicle development", LS-Dyna Forum, (2016)
- [FT (2019)]; FT, "Volkswagen italdesign gira interior concept", (URL: <https://www.formtrends.com/volkswagen-italdesign-gira-interior-concept/>), visited (2019)
- [Gao et al. (2010)]; Gao Z., Duan L., "Vision detection of vehicle occupant classification with Legendre moments and Support Vector Machine", 3rd International Congress on Image and Signal Processing, Yantai, pp. 1979-1983.doi: 10.1109/CISP.2010.5646680, (2010)

- [Gautama et al. (1999)]; Gautama S., Lacroix S., Devy M., "Evaluation of stereo matching algorithms for occupant detection, Recognition, Analysis, and Tracking of Faces and Gestures in Real-Time Systems", Proceedings International Workshop on, Corfu, S. 177-184, doi: 10.1109/RATFG.1999.799242, (1999)
- [Gehre et al. (2009)]; Gehre C., Gades H., Wernicke P., "Objective rating of signals using test and simulation responses", Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV21), Stuttgart, Germany, (2009)
- [Gehre et al. (2011)]; Gehre C., Stahlschmidt S., "Assessment of dummy models by using objective rating methods", Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV22); Washington, DC, (2011)
- [GHBMC (2011)]; Global Human Body Models Consortium, "GHBMC M50 Users Manual", Southfield, MI: GHBMC, LLC, (2011)
- [Ghosh et al. (2015)]; Ghosh P., Andersson M., Vazquez M., Svensson M., Mayer C., Wisnans J., "A proposal for integrating pre-crash vehicle dynamics into occupant injury protection evaluation of small electric vehicles", IRCOBI, (2015)
- [Griffin und Fultz (2004)]; Griffin D., Fultz W., "Ultrasonic occupant detection and classification system ", United States Patent US6932769B2, (2004)
- [Haig (2007)]; Haig B., "Spurious correlation", Book Title: Encyclopedia of Measurement and Statistics, (2007)
- [Hallquist (2006)]; Hallquist J.O., "LS-DYNA Theory Manual", Livermore Software Technology Corporation (LSTC), Livermore, (2006)
- [Han et al. (2014)]; Han I., Luan B., Hsieh F., "Development of Autonomous Emergency Braking control system based on road friction", EEE Automation Science and Engineering (CASE), Taipei, PP. 933-937, DOI: 10.1109/COASE.2014.6899438, (2014)
- [Haroglu et al. (2016)]; Haroglu D., Powell N., Seyam A.F., "The response of polymer optical fiber (POF) to bending and axial tension for the application of a POF sensor for automotive seat occupancy sensing, The Journal of The Textile Institute, 108:1, 132-139, DOI: 10.1080/00405000.2016.1160755, (2016)
- [Hershman (2001)]; Hershman L. I., "The US new car assessment program (NCAP): past, present, and future." Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV17), Paper Number 390, pp. 1-13, (2001)
- [Hu et al. (2017)]; Hu J., Zhang K., Fanta A., Jones M., Reed M., Neal M., Wang J., Lin C., Cao L., "Stature and body shape effects on driver injury risks in frontal crashes: a parametric human modelling study", Proceedings of 2017 IRCOBI Conference, Antwerpen, (2017)
- [Huang et al. (2011)]; Huang S., Jian E., Hsiao P., "Occupant classification invariant to seat movement for smart airbag", Proceedings of 2011 IEEE International Conference on Vehicular Electronics and Safety, Beijing, pp. 144-149, (2011)
- [Huber et al. (2015a)]; Huber P., Kirschbichler S., Prüggl A., Steidl T., "Erkenntnisse zur Insassenkinematik aus dem aktuellen OM4IS Projekt", VDI-Tagung Fahrzeugsicherheit, (2015)
- [Huber et al. (2015b)]; Huber P., Kirschbichler S., Prüggl A., Steidl T., "Passenger kinematics in braking, lane change and oblique driving maneuvers", IRCOBI, S. 783 – 802, (2015)
- [Humanetics (2018a)]; Humanetics, "Crash Test Dummies", (URL: <https://www.humaneticsatd.com/crash-test-Dummies>), visited (2018)
- [Humanetics (2019a)]; Humanetics, "Thor-50m", (URL: <https://www.humaneticsatd.com/crash-test-Dummies/frontal-impact/thor-50m>), visited (2018)

- [Humanetics (2019b)]; Humanetics, "Dummy History", (URL: <http://www.humaneticsatd.com/about-us/dummy-history>), visited (2019)
- [IEE (2018)]; IEE, "Seat Belt Reminder - (SBR) Eine effiziente Methode die Nutzung von Sitzgurten zu erhöhen", (URL: <https://www.iee.lu/de/products/automotive/seat-belt-reminder>), visited (2018)
- [ISO/TS 18571:2014]; International Organization for Standardization (ISO), "Road-Vehicles, Objective rating metric for non-ambiguous signals", ISO/TS 18571:2014, (2014)
- [Iwamoto et al. (2015)]; Iwamoto M., Nakahira Y., Kimpara H., "Development and validation of the Total HUMAN Model for Safety (THUMS) toward further understanding of occupant Injury mechanisms in precrash and during crash", *Traffic Injury Prevention*, 16:sup1,S36-S48, DOI: 10.1080/15389588.2015.1015000, (2015)
- [Izumi et al. (2009)]; Izumi T., Saito H., Hagihara T., Hatanaka K., Sawai T., "Development of Occupant Detection System Using Far-Infrared Ray (FIR) Camera", *Sei Technical Review*, No. 69, pp. 72-77, (2009)
- [Janssen H. und Niehsen (2004)]; Janssen H. und Niehsen W., "Vehicle surround sensing based on information fusion of monocular video and digital map," *IEEE Intelligent Vehicles Symposium*, 2004, Parma, Italy, pp. 244-249. doi: 10.1109/IVS.2004.1336389, (2004)
- [Jehle et al. (2012)]; Jehle D., Gemme S., Jehle C., "Influence of obesity on mortality of drivers in severe motor vehicle crashes", *Am J EmergMed*, 30(1):191-5, (2012)
- [Jeong et al. (2011)]; Jeong K.L., Kang W.L., Byung J.A., "Virtual Development Process of the Integrated Safety System for the Frontal Crash", *Journal of toxicology, Clinical toxicology* 45, 10.4271/2011-01-0021, (2011)
- [Ji et al. (2002)]; Ji Q., Yang X., "Real-time eye, gaze, and face pose tracking for monitoring driver vigilance", *Real-Time Imaging* 8, pp. 357-377, (2002)
- [Jost K. (2000)]; Jost K., "Delphi occupant detection for advanced airbags. The passive occupant detection system (PODS) from Delphi automotive systems", *Automotive Engineering International*, Volume: 108, ISSN: 0098-2571, (2000)
- [Jungmann (2004)]; Jungmann T, "Siemens VDO verbessert Insassenerkennung", (URL: <https://www.springerprofessional.de/automobil-+-motoren/siemens-vdo-verbessert-insassenerkennung/6579760>), visited (2004)
- [Jurewicz et al. (2016)]; Jurewicz C., Sobhani A., Woolley J., Dutschke J., Corben B., "Exploration of Vehicle Impact Speed - Injury Severity Relationships for Application in Safer Road Design", *Transportation Research Procedia*, 14. 4247-4256. 10.1016/j.trpro.2016.05.396, (2016)
- [Kamei et al. (1996)]; Kamei J., Boon C., Stevens P., "Automotive occupant sensing device", United States Patent US5528698A, (1996)
- [Kan et al. (2003)]; Kan C.D., Marzougui D., Bedewi N., "Development of a 50th Percentile Hybrid III Dummy Model", 4th European LS-DYNA Conference, Ulm, (2003)
- [Katagiri et al. (2016)]; Katagiri M., Zhao J., Kerrigan J., Kent R., Forman J., Comparison of Whole-Body Kinematic Behaviour of the GHBMOC Occupant Model to PMHS in Far-Side Sled Tests, IRCOBI, Paper Number IRC-16-88, (2016)
- [Kästner et al. (2014)]; Kästner F., Heyer K., Iben U., Kolatschek J., "Gas Control Valve for Enhanced Adaptivity of Airbag Inflators", *Airbag Tagung*, (2014)

- [Kirschbichler et al. (2012)]; Kirschbichler S., Sinz W., Prüggl A., Huber P., Steidl T., Steiner K., "Validation data for reactive human body models in the pre-collision phase"; crash-tech conference, in: Crash.Tech 2012, (2012)
- [Kistler (2019)]; Kistler, "Piezoresistiver Beschleunigungssensor Typ M1203A00", (URL: <https://www.humaneticsatd.com/crash-test-Dummies/frontal-impact/thor-50m>), visited (2019)
- [Kitagawa et al. (2017)]; Kitagawa Y., Hayashi S., Yamada K., Gotoh M., "Occupant Kinematics in Simulated Autonomous Driving Vehicle Collisions: Influence of Seating Position", Direction and Angle, Stapp Car Crash Journal, Vol. 61, pp. 101-155. (2017)
- [Krabbel (1998)]; Krabbel G., "Ein rechnerisches Schädel-Hirn-Modell zur Untersuchung dynamischer Belastungen des Kopfes", Dissertation, TU Berlin, (1998)
- [Kramer (2013)]; Kramer F., "Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen: Grundlagen — Komponenten — Systeme", Springer-Verlag, ISBN: 3322968839, 9783322968838, Kapitel 3.3.2, Seite 106-107, (2013)
- [Kuboki et al. (2001)]; Kuboki N., Hiroyo H., Takayuki E., Takuya N., Toshikazu O., Kazuyoshi A., "An Occupant Sensing System for Automobiles Using a Flexible Tactile Force Sensor". (2001)
- [Kudarauskas (2007)]; Kudarauskas N., "Analysis of emergency braking of a vehicle", Transport, 22 (3), Seiten 154-159, (2007)
- [Lange et al. (2013)]; Lange C., "Merge of Eyetracking and Environmental Perception", Safety Assist - Conference, (2013)
- [Lanter (2000)]; Lantner J., "Gurtschloß mit Hall-Sensor", German Patent DE19907716A1, (2000)
- [Lee et al. (2017)]; Lee J., Chu H., Hurh K., "A development of the CAE process for the AEB-occupant integrated safety system", Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV25), Paper Number 17-0361, (2017)
- [Lemmen P. (2012)]; Lemmen P., "Assessment of Integrated Vehicle Safety Systems, Overview ActiveTest Workshop", ASSESS Project, Sweden, (2012)
- [Loewe et al. (2006)]; Loewe A., Bothe H.D., Trinh H., Freienstein H., Engelberg T., Luther M., "Vorrichtung zur Insassenerkennung", German Patent DE102005023694A1, (2006)
- [Loosen et al. (2009)]; Loosen S., "Verfahren und Steuergerät zur Ansteuerung eines reversiblen Gurtstraffers", German Patent DE102009044951A1, (2009)
- [LS-Dyna (2019)]; LS-Dyna, (URL: <https://www.dynamore.de/de/produkte/dyna>), visited (2019)
- [Luttenberger et al. (2018)]; Luttenberger P., Sinz W., D'Addetta G. A., Freienstein H., "Making integrated occupant safety systems assessable – virtual assessment approach for variable seating positions and Pre-Crash conditions", 14th International Symposium and Accompanying Exhibition on Sophisticated Car Occupant Safety Systems, Fraunhofer-Institut für Chemische Technologie, p. 48.1-48.16, (2018)
- [Luzon-Narro et al. (2012)]; Luzon-Narro J., Arregui-Dalmases C., Hernando L., Core E., Narbona A., Selgas C., "Innovative passive and active countermeasures for near side crash safety", International Journal Crashworthiness, (2012)
- [MADYMO (2019)]; MADYMO, (URL: <https://tass.plm.automation.siemens.com/passive-safety>), visited (2019)
- [Maeda (1974)]; Maeda T., "Seating detecting device", United States Patent US3912939, (1974)
- [Mages et al. (2010)]; Mages M., "Benefit of reversible belt pre-tensioning for different Pre-Crash scenarios - reduction of occupant displacement and the effect on injury severity", Airbag 2010 Tagung, (2010)

- [Mages et al. (2011)]; Mages M., Seyffert M., Class U., "Analysis of the Pre-Crash Benefit of Reversible Belt Pre-Tensioning in Different Accident Scenarios", Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV22), Paper 11-0442, Washington D.C., (2011)
- [Marteau (2009)]; Marteau P.-F., "Time Warp Edit Distance with Stiffness Adjustment for Time Series Matching", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. Band 31, Nr. 2, S. 306–318, doi:10.1109/TPAMI.2008.76. (2009)
- [MB (2019)]; MB, "Evolution des Komforts", (URL: <https://www.mercedes-benz.com/de/mercedes-benz/next/automation/evolution-des-komforts/>), visited (2019)
- [MBUSA (2018)]; MBUSA, "2014 S-Class Active Multi Contour Front Seats", (URL: <https://www.mbusa.com/mercedes/owners/videos/detail/videoid-a26b604f48c72410VgnVCM1000007c184335RCRD>), visited (2018)
- [Meier et al. (2013)]; Meier A., Gonter M., Kruse R., "Approximationsverfahren für kollisionsbedingte Geschwindigkeitskurven", Proceedings 23. Workshop Computational Intelligence, Dortmund, (2013)
- [Mertz et al. (2016)]; Mertz H., Prasad P., Dalmotas D., Irwin A., "Age-Specific Injury Risk Curves for Distributed, Anterior Thoracic Loading of Various Sizes of Adults Based on Sternal Deflections", Stapp Car Crash Journal, 60:1-9, (2016)
- [Meyerson et al. (1996)]; Meyerson S., Zuby D., und Lund A., "Repeatability of Frontal Offset Crash Tests", 15th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Melbourne, (1996)
- [Mohan et al. (2007)]; Mohan P., Marzougui D., van de Velde R., Kan C.D., "Development of Detailed Finite Element Dummy Models", 6. LS-DYNA Anwenderforum, Frankenthal, (2007)
- [Mühlbacher-Karrer et al. (2017)]; Mühlbacher-Karrer S., Faller L.M., Hamid R., Zangl H., "A wireless steering wheel gripping sensor for hands on/off detection", Proceedings IEEE Sensors Appl. Symp. (SAS), S. 1–5, (2016)
- [Mühlfeld et al. (2009)]; Mühlfeld F., Schulte M., Happe J., "Anforderungen und Modell zur Bestimmung der Kritikalität von Verkehrssituationen", 7. VDI-Tagung Fahrzeugsicherheit. VDI-Berichte 2078. Düsseldorf: VDI Verlag, S. 247–260, (2009)
- [Nguyen et al. (1996)]; Nguyen T.V., Eisman J.A., Kelly P.J., Sambrook P.N., "Risk factors for osteoporotic fractures in elderly men", Am J Epidemiol, 144, S. 255-263, (1996)
- [NHTSA (1998)]; NHTSA, "Notice of Proposed Rulemaking Advanced Airbags", Department of Transportation, National Highway Traffic Safety Administration, (1998)
- [NHTSA (2008)]; NHTSA, "Consumer Information; New Car Assessment Program; Notice", National Highway Traffic Safety Administration, Federal Register / Vol. 73, No. 134, (2008)
- [NHTSA (2019)]; NHTSA, "Automated Vehicles for Safety", (URL: <https://www.nhtsa.gov/technology-innovation/automated-vehicles-safety>), visited (2019)
- [Ólafsdóttir et al. (2013)]; Ólafsdóttir J., Östh J., Davidsson J., Brodin K., "Passenger Kinematics and Muscle Responses in Autonomous Braking Events with Standard and Reversible Pre-tensioned Restraints", IRCOBI, (2013)
- [Östling et al. (2017)]; Östling M., Sunneväng C., Svensson C., Kock H.O., "Potential future seating positions and the impact on injury risks in a Learning Intelligent Vehicle (LIV) - How to avoid submarining in a reclined seating position in a frontal crash", 11. VDI Tagung Fahrzeugsicherheit, Berlin, (2017)

- [Östmann et al. (2016)]; Östmann M., "Industrial application of active human body model of active human body model in autobrake scenario", Human Modeling and Simulation in Automotive Engineering, Heidelberg, (2016)
- [Östmann und Jakobsson (2017)]; Östmann M., Jakobsson L., "An Examination of Pre-crash Braking Influence on Occupant Crash Response using an Active Human Body Model", IRCOBI, (2017)
- [Panou (2018)]; Panou C., "Intelligent personalized ADAS warnings", European Transport Research Review, DOI 10.1186/s12544-018-0324-6, (2018)
- [Pastor (2009)]; Pastor C., "Frontal Impact Protection - German Accident Data Analysis Part I and II", Report of the Working Party on Passive Safety, Geneva, (2009)
- [Perret et al. (2017)]; Perrett T., Mirmehdi M., "Cost-Based Feature Transfer for Vehicle Occupant Classification". In: Computer Vision – ACCV 2016 Workshops. ACCV 2016. Lecture Notes in Computer Science, vol 10116. Springer, (2017)
- [PIM (2019)]; PIM, "Nissan Ids Concept a vision of an electric future and autonomous drive", (URL: <https://plugin-magazine.com/driving/nissan-ids-concept-a-vision-of-an-electric-future-and-autonomous-drive/>), visited (2019)
- [Pochmueller (2000)]; Poechmueller W., "Vorrichtung zum Erfassen der Belegung eines Fahrzeugsitzes ", German Patent DE19852653A1, (2000)
- [Putnam et al. (2015)]; Putnam J., Somers J., Wells J., Chris P., Untaroiu C., "Development and evaluation of a finite element model of the THOR for occupant protection of spaceflight crew members", Accident Analysis & Prevention 82., Seite 244-256, 10.1016/j.aap.2015.05.002, (2015)
- [Quantz und Lee (1975)]; Quantz N. and Lee Y., "Method and apparatus for detecting the occupancy of a vehicle seat", United States Patent US3829803A, (1975)
- [Rao et al. (2017)]; Rao M., Cuddihy M., Yopp W., "Method for operating a Pre-Crash sensing system to deploy airbags using confidence factors prior to collision", United States Patent US9663052B2, (2017)
- [Richards (2010)]; Richards D.C., "Relationship between Speed and Risk of Fatal Injury: Pedestrians and Car Occupants", Transport Research Laboratory, Department for Transport: London Road Safety Web Publication No. 16, (2010)
- [RoadtoZero (2019)]; RoadtoZero, "Adient on lightweight customised seating solutions for autonomous driving", (URL: <http://www.road-to-zero.com/drivers/adient-on-lightweight-customised-seating-solutions-for-autonomous-driving/>), visited (2019)
- [Robache et al. (2008)]; Robache F., Hault-Dubrule A., Drazétic P., Morvan H., "Estimation of Human Behaviour during Pre-Crash Phase Using a Driving Simulator. Towards a Reduction of Injuries by Means of Bonded Airbags", In Proceedings of Airbag 2008 – 9th International Symposium on sophisticated Car Occupant Safety Systems, Karlsruhe, (2008)
- [SAEJ3016 (2016)]; SAEJ3016, "Taxonomy and Definitions for Terms Related to On-Road Motor Vehicle Automated Driving Systems", (URL: https://doi.org/10.4271/J3016_201806), SAE International, (2016)
- [SafetyWissen (2019)]; SafetyWissen - Adient, "Adient showcases passenger protection for autonomous driving vehicles", (URL: <https://www.safetywissen.com/#/object/A11/N01.1oq736716k65sdmafxo36446r6arg063652212446/safetywissen>), visited (2019)
- [Schmitt et al. (2014)]; Schmitt K.U., Niederer P.F., Cronin D.S., Muser M.H., Walz F., "Trauma-Biomechanik: Einführung in die Biomechanik von Verletzungen" 2. Auflage, Springer-Verlag, 3642542816, 9783642542817, 269 Seiten, (2014)

- [Schober et al. (2018)]; Schober P., Boer C., Schwarte L., "Correlation Coefficients: Appropriate Use and Interpretation", *Anesthesia & Analgesia*, Seite: 1763-1768; 10.1213/ANE.0000000000002864; (2018)
- [Schöneburg und Breitling (2005)]; Schoeneburg, R., Breitling, T., "Enhancement of active & passive safety by future pre-safe systems", *Proceedings of the ESV – Enhanced Safety of Vehicles Conference*, Washington, Paper No. 05-0080, (2005)
- [Seiniger und Schaller (2014)]; Seiniger P. und Schaller T., "Requirements for testing pedestrian AEB systems – results from the ASPECSS FP7 project", *FISITA*, (2014)
- [Serra und Arcos (2014)]; Serrà J., Lluís Arcos J., "An empirical evaluation of similarity measures for time series classification", *Knowl.-Based Syst.*, 67, S. 305-314, (2014)
- [Spitzhirn et al. (2016)]; Spitzhirn M., "Simulation of age-related changes of human performance in product design and production planning by using digital human models", *Human Modeling and Simulation in Automotive Engineering - Conference*, Heidelberg, (2016)
- [Thunert (2017)]; Thunert C., "CORApplus Release 4.0.4 User's Manual", (2017)
- [Tijssens et al. (2015)]; Tijssens M., Bosma F., Kietlinski K., "A methodology and tool chain to design integrated safety systems", *Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV24)*, (2015)
- [Tijssens et al. (2016)]; Tijssens M., Kietlinski K., "An integrated safety frontal AEB application employing efficient active human modelling", *Human Modeling and Simulation in Automotive Engineering - Conference*, Heidelberg, (2016)
- [TWG-SAOOP (2003)]; TWG-SAOOP, Side Airbag Out-of-Position Injury Technical Working Group, "Recommended procedures for evaluating occupant injury risk from deploying side airbags", A joint project of Alliance, AIAM, AORC, and IIHS, (2003)
- [Umale et al. (2018)]; Umale S., Arun M., Hauschild H., Humm J., Pintar F., Yoganandan N., "Quantitative Evaluation of THOR, World SID and Hybrid III under Far-Side Impacts: A Finite Element Study", *IRCOBI*, (2018)
- [Umeshkumar und Medina (2015)]; Umeshkumar P., Medina A., "Devices under the use of Pre-Pretensioners - Evaluation of future Pre-Pretensioner system with respect to injury levels", *Master's thesis in the Programme of Automotive Engineering, Department of Applied Mechanics -Chalmers University of Technology*, (2015)
- [UN-R (2019)]; ECER, "UN Regulations", (URL:<https://www.unece.org/>), visited (2019)
- [Unger et al. (2017)]; Unger M., Cebeci Ö., "Neue Sitzpositionen im automatischen Fahrmodus - Eine Herausforderung für die Bewertung von Submarining", *11. VDI-Tagung Fahrzeugsicherheit*, (2017)
- [Untario et al. (2013)]; Untario C., Shin J., Lu Y.-C., "Assessment of a Dummy Model in Crash Simulations Using Rating Methods", *International Journal of Automotive technologies* 14, 3. S.395-405, (2013)
- [USNCAP (2008)]; USNCAP, "Consumer Information; New Car Assessment Program; Final decision notice", 73 *Federal Register* 134, (URL: <https://www.federalregister.gov/documents/2008/07/11/E8-15620/consumer-information-new-car-assessment-program>), S. 40035- 40038, (2008)
- [USNCAP (2019)]; USNCAP, "New Car Assessment Program", (URL: <https://www.federalregister.gov/documents/2015/12/16/2015-31323/new-car-assessment-program>), National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA), Department of Transportation (DOT), visited (2019)

- [van Rooij et al. (2013)]; van Rooij, L., Pauwelussen, J., Op den Camp, O., Janssen, R., "Driver head displacement during (automatic) vehicle braking tests with varying levels of distraction", In: Proceedings of the 23rd ESV-Conference; Paper No. 13-0403, (2013)
- [VisioM (2019)]; VisioM Projekt, "Komponenten des Insassenschutzes" (URL1: <http://www.verbundprojekt-visiom.tum.de/home/>), (URL2: <http://rauchbart.com/?projects=visiom>), Verbundprojekt Visio.M, Technische Universität München, visited (2019)
- [Volvo-Concept (2019)]; Volvo-Concept, "Volvo-Concept", (URL: <http://www.meinauto.de/news/volvo-concept-26-neues-sitz-und-bedienkonzept>), visited (2019)
- [VW (2018)]; VW, "The Volkswagen Group provides an insight into the SEDRIC model family", (URL: <https://www.volkswagen-media-services.com>), visited (2018)
- [Woitsch et al. (2012)]; Woitsch G., Sinz W., "Influences of Pre-Crash braking induced dummy—forward displacements on dummy behavior during EuroNCAP frontal crashtest", *Accident Analysis and Prevention*, 62:268–275, (2014)
- [Woitsch et al. (2013)]; Woitsch, G., Sinz, W., "Influence of pitching and yawing during frontal passenger vehicle crash tests on driver occupant's kinematics and injury", *International Journal of Crashworthiness* 18 (4), 356–370, (2013)
- [Woldrich et al. (2010)]; Woldrich M., "Movement in the Pre-Crash situation - A simulation research with a reversible PRE-SAFE® Pulse system", *Airbag 2010 Tagung*, (2010)
- [Xu et al. (2018)]; Xu T., Sheng X., Zhang T., Liu H., Liang X., Ding A., "Development and Validation of Dummies and Human Models Used in Crash Test", *Appl Bionics Biomech.* 2018; 2018: 3832850, (2018)
- [Yamada et al. (2016)]; Yamada K., Gotoh M., Kitagawa Y., Yasuki T., "Simulation of Occupant Posture Change during Automated Emergency Braking and Occupant Kinematics in Frontal Collision", *Proceedings of IRCOBI Conference*, pp. 261-274, Spain, (2016)
- [Yang (2016)]; Yang K.H., "Using human models in the development of a new safety strategy for autonomous vehicle: a combination of active and passive safety", *Human Modeling and Simulation in Automotive Engineering - Conference, Heidelberg*, (2016)
- [Yigit et al. (2016)]; E. Yigit, J. Weber, M. Kröger, "Simulation der Insassenkinematik in Pre-Crash Lastfällen mit Hilfe eines reaktiven virtuellen Menschmodells", *8. Freiburger Crashworkshop*, S. 11/1-11/13, (2018)
- [Zhan et al. (2012)]; Zhan Z., Fu Y., Yang R.-J., Peng Y., "Development and Application of a Reliability-Based Multivariate Model Validation Method", *International Journal of Vehicle Design*, 60 (3/4), Seite. 194-205, (2012)

14 APPENDIX

Der Appendix beinhaltet die Ergebnisse des Aufenthaltsraums und des Kritikalitätsraums, sowie die Sensoranforderungen der zur Standard-Sitzeinstellung (Ps000) verschobenen Sitzeinstellungen der beiden Dummies. Die Gliederung ist wie folgt aufgebaut:

- Kapitel 14.1: Der Aufenthaltsraum des H305 Dummies
- Kapitel 14.2: Der Aufenthaltsraum des H350 Dummies
- Kapitel 14.3: Der Kritikalitätsraum und die Sensoranforderungen des H305 Dummies
- Kapitel 14.4: Der Kritikalitätsraum und die Sensoranforderungen des H350 Dummies

14.1 Der Aufenthaltsraum des H305 Dummies

14.1.1 Aufenthaltsraum der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung

In der zweiten und mittleren Sitzeinstellung ist die Gurtführung aufgrund des fixen Anbindungspunktes des Umlenkers an der B-Säule initial geringfügig verändert (Abbildung 98). Der Umschlingungswinkel ist „größer“, die Reibungsverluste somit ebenfalls. Zusätzlich wird durch den steileren Schultergurtwinkel die Z-Komponente auf die Schulter verringert.

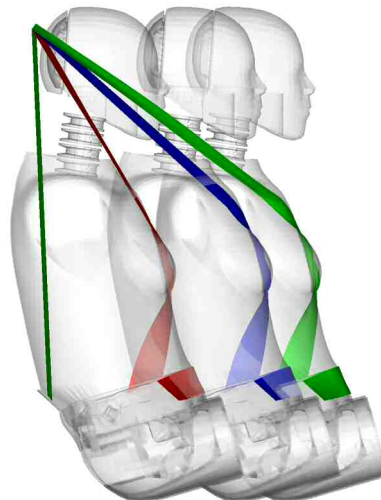


Abbildung 98: Gurtwinkelvergleich am Umlenker der drei Sitzpositionen des H305 Dummies. Rechts mit grünem Gurt ist die Referenz-Position in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Rückwärts verschoben sind die Pr075 und Pr225 Position dargestellt.

Abbildung 99 zeigt die Verlagerung des Dummy-Kopfes in der X-Z Ebene, farblich gekennzeichnet mit den Bremsverzögerungen. Die vom Beginn an auftretende Verschiebung in die negative Z-Richtung, verursacht durch den PPT, ist wiederum eindeutig zu erkennen. Alle Trajektorien liegen im negativen Z-Bereich. Die Vorverlagerungen sind im Vergleich zur Standard-Sitzeinstellung (Ps000) geringfügig größer. Die rückwärtsgerichtete Bewegung ohne Bremsverzögerung liegt aufgrund der Rückenlehne in einem vergleichbaren Bereich. Die Verlagerungen liegen im Bereich von -34.6 mm bis 218.2 mm für den Kopf, bei -11.7 bis 93.7 mm für den Thorax und -5.2 mm bis 59.4 mm für den Pelvis. Die Verlagerungen in der Pre-

Crash Phase mit 0.6 g und PPT weichen nur wenige Millimeter von der initialen Lage ab. Im Detail sind die maximalen/minimalen Werte der Verlagerung von Kopf, Thorax und Pelvis aus Tabelle 92 abzulesen.

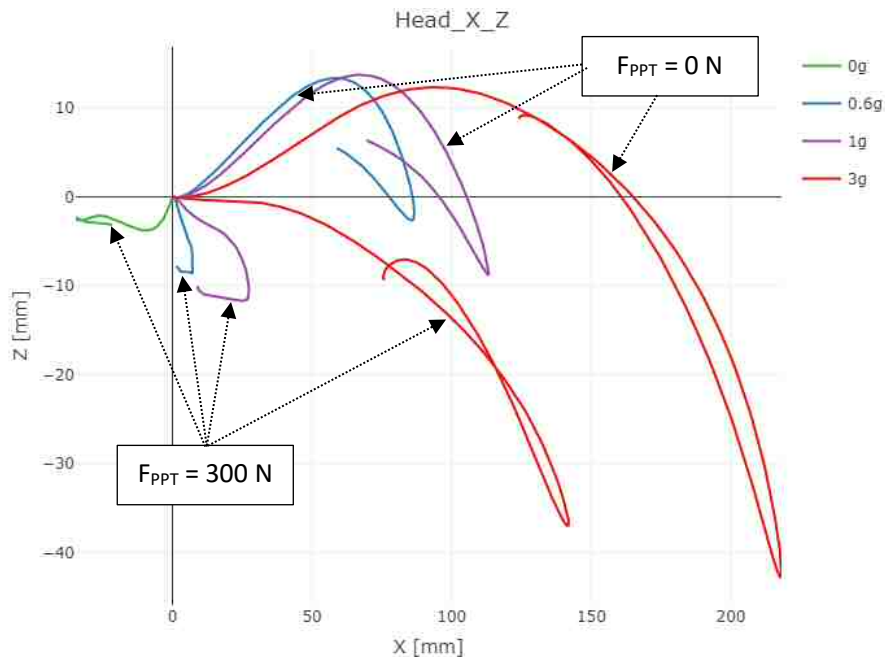


Abbildung 99: Verlagerung des H305 Dummy-Kopfes für die ausgewählten Pre-Crash Manöver in der Sitzeinstellung Pr075 für die Gruppierung der Legende nach der Bremsverzögerung.

Tabelle 92: Extrema der Verlagerung des H305 Dummys in der Pre-Crash Phase in der Sitzeinstellung Pr075.

Pre-Crash Parameter	Verlagerung des Kopfes in X [mm]	Verlagerung des Thorax in X [mm]	Verlagerung des Pelvis in X [mm]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-34.6	-11.7	-5.2
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	86.6	47.7	37.9
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	7.3	2.1	6.2
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	113.3	56.6	42.7
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	27.4	10.3	17.3
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	218.1	93.7	59.4
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	141.9	48.2	34.6

Tabelle 93 zeigt die maximalen/minimalen Relativgeschwindigkeiten des Insassen für den Kopf und den Pelvis. Der Median der ausgewählten Pre-Crash Phasen ist sowohl für den Kopf mit circa 0.7 m/s und 0.4 m/s für den Pelvis die Pre-Crash Phase mit 0.6 g und dem deaktivierten PPT. Bis auf die Simulation ohne Bremsverzögerung weisen alle weiteren Pre-Crash Phasen eine erhöhte Geschwindigkeit im Vergleich zum Fahrzeug auf, die je nach dem Kontaktzeitpunkt mit dem Kollisionsgegner eine höhere kinetische Energie des Insassen aufweisen, die über einen längeren Verzögerungsweg abgebaut werden müsste, um ähnliche Belastungswerte zu erhalten. Dabei wird ein Maximum mit der 3 g Bremsverzögerung ohne PPT von 2.4 m/s für den Kopf, 1.4 m/s für den Thorax und 1.1 m/s für den Pelvis erreicht. Die geringsten Geschwindigkeiten der drei Körperteile werden aufgrund der geringen Verlagerung von der 0.6 g Bremsverzögerung mit dem aktiven PPT und der reinen Straffung mit dem PPT bestimmt.

Tabelle 93: Extrema der Relativgeschwindigkeit von Kopf, Thorax und Pelvis in X zum Fahrzeug. Für H305 und Pr075.

Pre-Crash Parameter	Max./Min. v_{rel} des Kopfes in X [m/s]	Max./Min. v_{rel} des Thorax in X [m/s]	Max./Min. v_{rel} des Pelvis in X [m/s]
$a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-0.4	-0.2	-0.1
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.7	0.5	0.4
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.1	-0.1	0.1
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	1	0.7	0.5
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.4	0.2	0.3
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	2.4	1.4	1.1
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	1.6	0.8	0.8

Für die einzelnen Rotationen der Körperteile stellt sich ein ähnliches Bild wie für die Positionen und Geschwindigkeiten ein. Tabelle 94 enthält die maximalen/minimalen Rotationen um Y für den Kopf, Thorax und Pelvis. Dabei sind sowohl die Pre-Crash Phase mit 0 g, 0.6 g und 1 g mit aktivem PPT vernachlässigbar klein (< 10 Grad). Die Rotationen beschreiben zu einem großen Teil eine Flexionsbewegung des Kopfes. Das Maximum wird mit 51 Grad in der 3 g Pre-Crash Phase erreicht. Der Thorax liegt bei 10 Grad und der Pelvis bleibt annähernd in der initialen Ausrichtung. In der 1 g Pre-Crash Phase mit aktivem PPT wird ein Kopfwinkel von 8.8 Grad und eine Thoraxrotation von 1.2 Grad erreicht. Dies ist knapp ein Viertel der maximalen Werte der 3 g Phase.

Tabelle 94: Extrema der Rotation von Kopf, Thorax und Pelvis um Y. Für H305 und Pr075.

Pre-Crash Parameter	Rotation des Kopfes um Y [Grad]	Rotation des Thorax um Y [Grad]	Rotation des Pelvis um Y [Grad]
$a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-7.8	-2	-1.6
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	15	3.3	-2.9
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	3.5	-1	-2.6
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	22.2	4.6	-3.1
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	8.8	-1.2	-4.1
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	51.1	10.6	-0.6
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	38.1	6	-2.8

Die Schultergurtkräfte ergeben ein sehr ähnliches Bild wie in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) und sind auch in ihrer zeitlichen Abfolge nahezu ident. In Abbildung 100 sind die Verläufe der Pr075 Position dargestellt. Die maximalen Niveaus stellen sich geringfügig unterschiedlich ein und sind, sowie alle erwähnten Veränderungen, der Sitzposition und dem Gurtverlauf geschuldet.

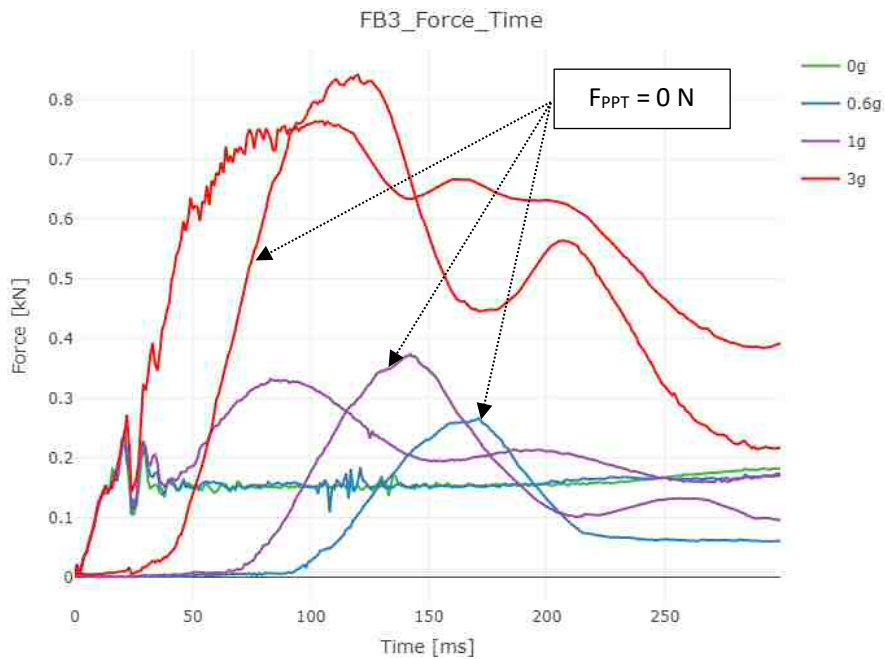


Abbildung 100: Schultergurtkraftverläufe in der Pre-Crash Phase für die Sitzeinstellung Pr075 und den H305 Dummy. Gruppierung nach unterschiedlichen Bremsverzögerungen für zwei F_{PPT} Niveaus.

14.1.2 Aufenthaltsraum der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung

Die dritte untersuchte Sitzeinstellung des H305 Dummies ist um 225 mm im Vergleich zur Standard-Sitzeinstellung (Ps000) rückwärts verschoben. Die X-Z Trajektorien des Dummykopfes der sieben verschiedenen Pre-Crash Phasen sind in Abbildung 101 dargestellt. Aufgrund des signifikant steileren Gurtwinkels vom Umlenker aus zum Thorax des Dummies wird der Einfluss des Gurtes durch die erhöhte Gurtlose weiter reduziert.

Dies führt einerseits zu einer geringeren Rückverlagerung des Dummies ohne wirkender Bremsverzögerung, andererseits sind die Vorverlagerungen deutlich größer als bei den zwei bereits analysierten Sitzpositionen und liegen mit der 3 g Pre-Crash Phase ohne PPT bei einer X-Verlagerung größer 250 mm für den Kopf. Die maximale Vorverlagerung des Kopfes erreicht annähernd die Maxima, die zum Beispiel von Mages et al. (2011) mit circa 290 mm angegeben wurden. Die Vorverlagerung ist dabei im Vergleich zur Standard-Sitzeinstellung (Ps000) um 22 % erhöht. Bei der Pre-Crash Phase mit 1 g und 0 N PPT ist die Vorverlagerung im Vergleich zur Standard-Sitzeinstellung (Ps000) um 33 % erhöht. Zusätzlich wirkt sich die reduzierte Gurtwirkung auch auf eine leichte Erhöhung des Kopfes in der 3 g Pre-Crash Phase mit aktivem PPT, was bei der Standard-Sitzeinstellung und der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung nicht auftrat. Der Verlagerungen des Thorax erstrecken sich auf -8.2 mm bis zu 111.2 mm, die des Pelvis liegen zwischen -7.3 mm und 61.9 mm. Auch die 0.6 g Bremsverzögerung mit aktivem PPT liegt in diesem Fall, zumindest für den Kopf, bei einer deutlich größeren Vorverlagerung (circa Faktor 4) im Vergleich zu den erreichten Insassenzuständen der zwei weiter vorne gelegenen Sitzpositionen (Kapitel 14.1.1 und Kapitel 8.1.1).

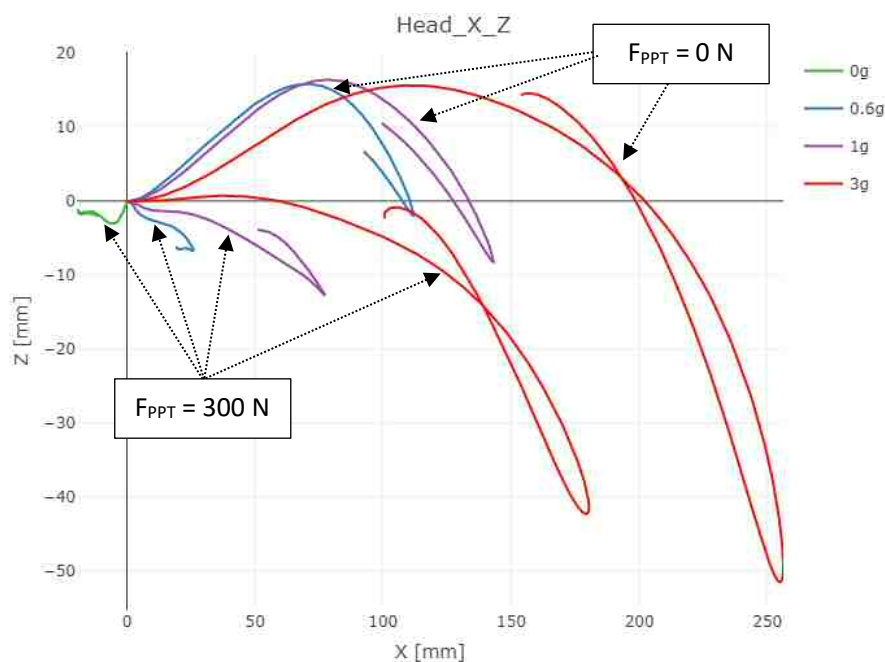


Abbildung 101: Verlagerung des Dummy Kopfes für die ausgewählten Pre-Crash Manöver in der Sitzeinstellung Pr225 für die Gruppierung nach der Bremsverzögerung.

Tabelle 95 fasst alle maximalen/minimalen Pre-Crash Verlagerungen der Pr225 Position zusammen. Das Maximum des gesamten abgebildeten Spektrums an Vorverlagerungen reicht dabei für den Kopf bis über die initiale Lage der Baselineposition der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) hinaus. Wie bereits bei der Pr075 Position zu sehen war, liegt die Pre-Crash Phase mit 0 g Bremsverzögerung als einzige im negativen X Bereich und ist somit für den H305 Dummy der am weitest hinten liegende Insassenzustand im Aufenthaltsraum.

Tabelle 95: Extrema der Verlagerung des H305 Dummys in der Pre-Crash Phase in der Sitzeinstellung Pr225

Pre-Crash Parameter	Verlagerung des Kopfes in X [mm]	Verlagerung des Thorax in X [mm]	Verlagerung des Pelvis in X [mm]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	-19.5	-8.2	-7.3
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	112	57.4	40.3
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	26	7.7	6.6
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	143.1	67.7	44.5
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	77.4	24.3	11.7
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	256.2	111.2	61.9
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	180.4	61.7	33

In Tabelle 96 sind die maximalen/minimalen Relativgeschwindigkeiten in X des Kopfes, Thorax sowie Pelvis enthalten. Für den Kopf ergeben sich für die maximale Relativgeschwindigkeit von 2.7 m/s eine Erhöhung im Vergleich zur Baselineposition in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) von 17 % und für die 1 g Bremsverzögerung mit deaktiviertem PPT eine Erhöhung um circa 20 %. Für den Thorax ist der Bereich mit -0.2 m/s bis 1.5 m/s nur geringfügiger vergrößert. Die Relativgeschwindigkeit des Pelvis ist mit -0.1 m/s bis 1.1 m/s ident mit jener der Ps000 Position und bis auf die 0.6 g Phase mit PPT ebenfalls gleich der Pr075 Position. Da der am Sitz montierte Endbeschlag und das Gurtschloss annähernd die gleiche Position relativ

zum Insassen aufweisen und somit kein Einfluss auf die Ankopplung zu erwarten war, bestätigt dieses Ergebnis die gleichen Verhältnisse im Beckengurt in den selektierten Sitzpositionen.

Tabelle 96: Extrema der Relativgeschwindigkeit von Kopf, Thorax und Pelvis in X zum Fahrzeug. Für H305 und Pr225.

Pre-Crash Parameter	Max./Min. v_{rel} des Kopfes in X [m/s]	Max./Min. v_{rel} des Thorax in X [m/s]	Max./Min. v_{rel} des Pelvis in X [m/s]
$a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-0.2	-0.2	-0.1
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.9	0.5	0.4
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.3	0.1	0.2
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	1.2	0.7	0.5
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.7	0.3	0.3
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	2.7	1.5	1.1
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	2	0.9	0.8

Das Maximum der Kopfrotation liegt für die Sitzposition Pr225 bei 58 Grad, der Pelvis erreicht bei der größten Bremsverzögerung mit deaktiviertem PPT zumindest 2.4 Grad und der Thorax erreicht dabei 14.6 Grad. Wie bereits zuvor sind nahezu alle Winkeländerungen im positiven Bereich, ob dies nun eine Flexion oder Extension des Nackens hervorruft, kann theoretisch relativ zum Thoraxwinkel abgeglichen werden. Der Pelvis ist dabei meist mit einer vernachlässigbar geringen negativen Rotation in den Ergebnissen enthalten. Die am wichtigsten und deshalb ausgewählte Körperregion zur weiteren Analyse im Kritikalitätsraum bleibt durch die größere Vorverlagerung und somit detailliertere Auflösung der einzelnen vor- und rückverlagerten Insassenzustände der Kopf des Dummys.

Tabelle 97: Extrema der Rotation von Kopf, Thorax und Pelvis um Y. Für H305 und Pr225.

Pre-Crash Parameter	Rotation des Kopfes um Y [Grad]	Rotation des Thorax um Y [Grad]	Rotation des Pelvis um Y [Grad]
$a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-4.4	-0.9	-0.6
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	20	5.6	-1.9
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	7.1	1.3	-1.7
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	28.6	7.3	-1.5
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	18.2	4.6	-1.9
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	57.9	14.6	2.4
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	45.3	10	-1.4

Die Verläufe der Gurtkräfte sind wie bereits alle weiteren Parameter geringfügig verändert. Abbildung 102 zeigt alle Verläufe in der Sitzposition Pr225. Die Ähnlichkeit bleibt zwar für die Pre-Crash Phasen mit deaktiviertem PPT erhalten, das Timing des Erreichens des PPT Kraftniveaus liegt zeitlich jedoch etwas später als bei den zuvor gezeigten Sitzpositionen. Auch die Pre-Crash Phase mit 1 g Bremsverzögerung und einem aktiven PPT weist zwischen 40 ms und 100 ms eine Erhöhung durch die schlechtere Ankopplung auf. Der Gurt wird aufgrund des steileren Winkels und der anfänglich reduzierten Rückhaltung stärker belastet als in den vorangegangenen Sitzpositionen. Das maximale Niveau in den 3 g Bremsverzögerungen ist bei beiden Varianten des PPT erhöht und liegt bei über 0.8 kN.

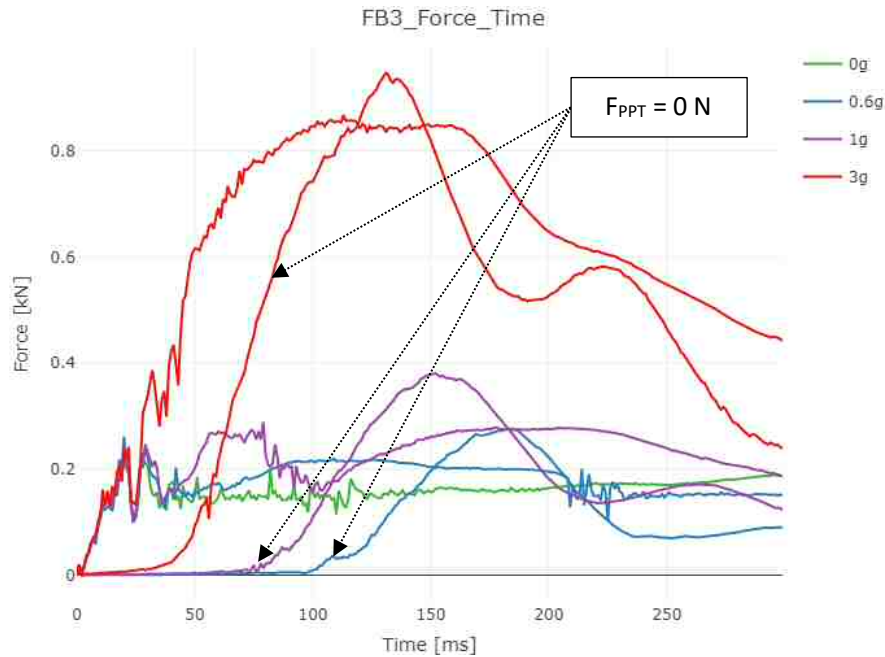


Abbildung 102: Schultergurt-Kraftverläufe in der Pre-Crash Phase für die Sitzeinstellung Pr225 und den H305 Dummy. Gruppierung nach unterschiedlichen Bremsverzögerungen für zwei F_{PPT} Niveaus.

14.2 Der Aufenthaltsraum des H350 Dummys

14.2.1 Aufenthaltsraum der um 50 mm vorwärts verschobenen Sitzeinstellung

In der Pf050 Sitzeinstellung ist der Dummy in einer zur Baselineposition des H350 Dummys um 50 mm nach vorne verschobenen Position und sitzt somit näher an der Instrumententafel. Die Trajektorien des Kopfes, Thorax und Pelvis sind in Abbildung 103 dargestellt. Die Trajektorien zeigen bereits, dass der Airbagkontakt-Wegpunkt bei den 3 g Bremsverzögerungen vom Dummykopf bereits in der Pre-Crash Phase überschritten wird. Des Weiteren ist von einer höheren Belastung der unteren Extremitäten auszugehen, dies wird jedoch erst im Kritikalitätsraum evaluiert.

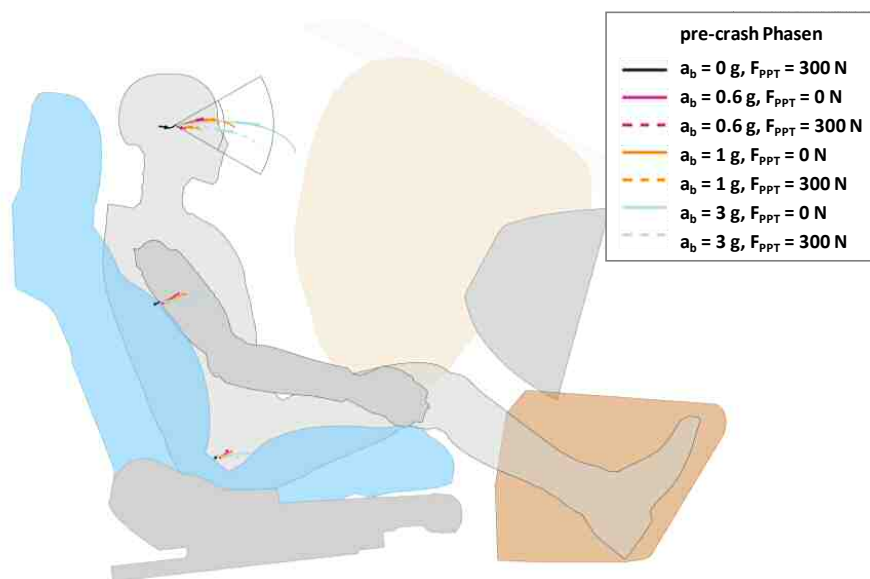


Abbildung 103: Position und X-Z Trajektorien (Kopf, Thorax und Pelvis) des H350 Dummys in einer reduzierten Darstellung der Seitenansicht des Fahrzeuginnenraums.

Die Analyse der ausgewerteten Daten im Aufenthaltsraum, beginnend mit den Kopftrajektorien in Abbildung 104, zeigt ein vergleichbares Bild zum H305 Dummy. Die maximal erreichten Vorverlagerungen sind jedoch größer als die des H305 Dummies. Die Rückverlagerung stellt sich in der Pf050 Position nur für die Pre-Crash Phase ohne Bremsverzögerung mit aktiviertem PPT ein und liegt bei 31.4 mm. Da auch beim H350 die Rückenlehne das begrenzende Element ist, stellt sich hier keine nennenswerte Änderung der Verlagerung ein und liegt circa 7 mm geringer dem des H305 Dummies in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Da wiederum die Gurtwirkung bei den hinteren Sitzeinstellungen aufgrund der fixen B-Säulen Montage abnimmt, ist keine größere Rückverlagerung als in der Pf050 Sitzeinstellung des H350 Dummies zu erwarten. Tabelle 98 fasst die MV des H350 in der P050 Position zusammen. Dabei werden für den Kopf X-Verlagerungen von -31.4 mm bis 249.7 mm erzielt. Die 1 g Pre-Crash Phase ohne PPT sowie beide 3 g Pre-Crash Phase liegen dabei über 100 mm Vorverlagerung. Der Airbagkontakt-Wegpunkt wird in der Pre-Crash Phase deutlich von den zwei maximal vorverlagerten 3 g Insassenzuständen überschritten und annähernd von der 1 g Pre-Crash Phase mit deaktiviertem PPT.

Der Thorax wird mit den Pre-Crash Vorgaben um minimal -10.5mm rückverlagert und erreicht eine Vorverlagerung von 107.3 mm. Für den Pelvis liegen die Werte zwischen -4 mm und 63.5 mm. Die Pre-Crash Phase mit 0.6 g und aktiviertem PPT stellt sich als die Phase mit den geringsten Abweichungen zum initialen Insassenzustand dar. Es werden für den Kopf maximal 21.1 mm und für Thorax sowie Pelvis Werte unter 10 mm erreicht. Die zweitniedrigste Vorverlagerung ist die 1 g Pre-Crash Phase, ebenfalls mit aktiviertem PPT, die mit 51.8 mm ebenfalls deutlich zur maximalen Verlagerung zurückliegt. Mit einer größer werdenden externen Belastung, wie beispielsweise der Bremsverzögerung, wird auch der Einfluss des PPT geringer, der bei einem fixen Kraftniveau arbeitet. Sind es bei 0.6 g Bremsverzögerung noch 76 % Reduktion der Vorverlagerung, verringert sich dieser Wert bei 3 g auf 32 %.

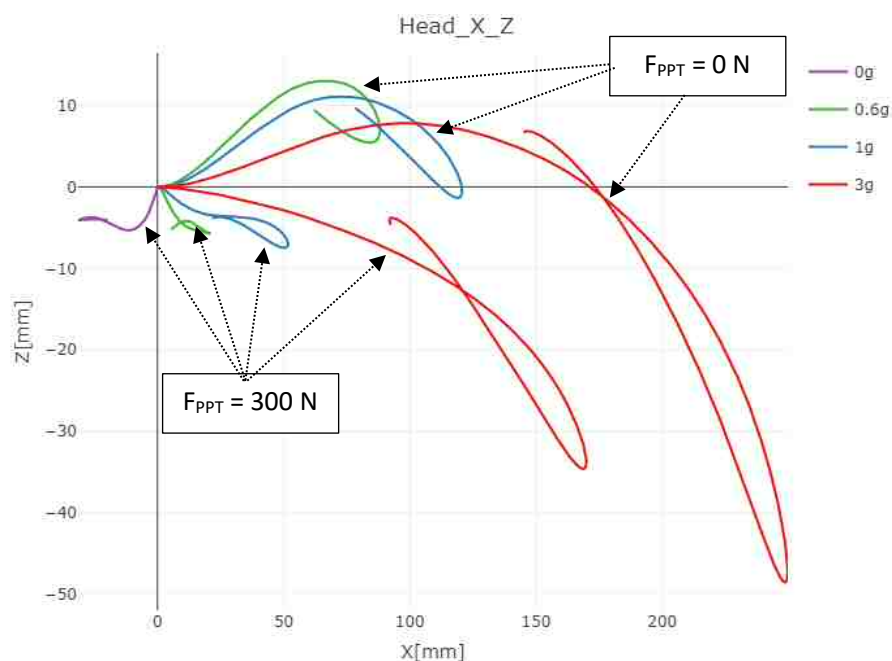


Abbildung 104: Verlagerung des Dummy Kopfes für die ausgewählten Pre-Crash Manöver in der Sitzeinstellung Pf050 für die Gruppierung nach Bremsverzögerung und PPT Kraft.

Tabelle 98: Extrema der Verlagerung des H350 Dummys in der Pre-Crash Phase in der Sitzeinstellung Pf050.

Pre-Crash Parameter	Verlagerung des Kopfes in X [mm]	Verlagerung des Thorax in X [mm]	Verlagerung des Pelvis in X [mm]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	-31.4	-10.5	-4.0
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	88.2	38.8	22.3
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	21.1	6.3	7.5
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	120.7	53.2	31.5
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	51.8	18.2	15.3
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	249.7	107.3	63.5
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	170.0	64.4	43.6

Ausgehend von den Trajektorien und maximalen/minimalen Verlagerungen sind die zugehörigen Extrema der X-Relativgeschwindigkeiten der ausgewählten Knoten der Körperregionen in Tabelle 99 enthalten. Die Extrema liegen für den Kopf zwischen -0.3 m/s und 2.5 m/s, für den Thorax zwischen -0.2 und 1.3 m/s und für den Pelvis bei maximal 1 m/s. Wie bereits für den H305 gilt auch hier, dass die Extrema der Relativgeschwindigkeiten nicht zum gleichen Zeitpunkt auftreten müssen. Die Bremsverzögerung mit 0.6 g und PPT ist wie beim H350 die mit den geringsten Relativgeschwindigkeiten, gefolgt von der Pre-Crash Phase ohne Bremsverzögerung. Die zwei 3 g Bremsverzögerungen weisen die mit Abstand größten Relativgeschwindigkeiten auf.

Tabelle 99: Extrema der Relativgeschwindigkeit von Kopf, Thorax und Pelvis in X zum Fahrzeug für den H350 in der Pf050 Sitzeinstellung.

Pre-Crash Parameter	Max./Min. v_{rel} des Kopfes in X [m/s]	Max./Min. v_{rel} des Thorax in X [m/s]	Max./Min. v_{rel} des Pelvis in X [m/s]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	-0.3	-0.2	-0.1
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	0.7	0.4	0.3
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	0.2	0.1	0.1
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	1	0.5	0.4
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	0.5	0.2	0.3
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	2.5	1.3	1
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	1.8	0.8	0.8

Tabelle 100 enthält die Information zur Kopf-, Thorax- und Pelvisrotation des H350 Dummys. Die Extrema der Rotationen sind wie bei den Geschwindigkeiten ähnlich zu beurteilen. Die 0.6 g Pre-Crash Phase mit aktivem PPT erreicht die geringsten Werte und liegt, wie die 0 g Bremsverzögerung mit allen Körperteilen, ausgehend von der initialen Lage unter -10 Grad Körperrotation. Das Minimum der Kopfrotaion ist mit -6.6 Grad, aufgrund des geringeren Thoraxwinkels, eine Extensionsbewegung. Maximal und bezogen auf die initiale Lage wird in der Pre-Crash Phase eine Kopfrotaion von 52 Grad erreicht. Der Thoraxwinkel liegt zwischen -1.5 Grad und 11.7 Grad. Die Maxima der Pelvisverdrehung befinden sich alle unter 5 Grad und liegen zwischen -1.1 Grad und 4.2 Grad.

Tabelle 100: Extrema der Rotation von Kopf, Thorax und Pelvis um Y für den H350 in der Pf050 Sitzeinstellung

Pre-Crash Parameter	Rotation des Kopfes um Y [Grad]	Rotation des Thorax um Y [Grad]	Rotation des Pelvis um Y [Grad]
$a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-6.6	-1.5	-1.1
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	14.6	4.6	2.1
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	5.9	-0.6	-1.0
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	21.0	5.6	2.3
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	12.6	1.6	-1.0
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	52.0	11.7	4.2
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	38.5	6.5	-1.2

Als letzter Punkt der Pf050 Sitzeinstellung sind in Abbildung 105 die Schultergurtkraftverläufe dargestellt. Durch die stärkere Belastung des Gurtes aufgrund der größeren Masse des H350 Dummys tritt eine stärkere Schwingung im Kraftverlauf auf. Im Mittel pendelt sich diese jedoch auf einem Niveau von circa 0.2 kN bei der 0 g Pre-Crash Phase und der 0.6 g Pre-Crash Phase mit aktivem PPT ein und bleibt dabei konstant. Alle weiteren Simulationen überschreiten aufgrund der auftretenden Kraft, verursacht durch die Bremsverzögerung die Schwelle des PPT, auch wenn es bei der 0.6 g Phase ohne PPT nur geringfügig ist (circa 50 N). Die 1 g Bremsverzögerungen liegen mit circa 0.4 kN Gurtkraft deutlich unter den Gurtkräften der 3 g Bremsverzögerungen mit circa 1.25 kN bis 1.42 kN. Die Verzögerungen der sich aufbauenden Gurtkräfte bis 0.2 kN liegen für die 0.6 g Pre-Crash Phase bei 136 ms, für die 1 g Pre-Crash Phase bei 98 ms und für die 3 g Pre-Crash Phase bei 51 ms. Die Pre-Crash Phase, in der der PPT aktiv ist, erreicht dieses Niveau bereits nach circa 16 ms bis 20 ms.

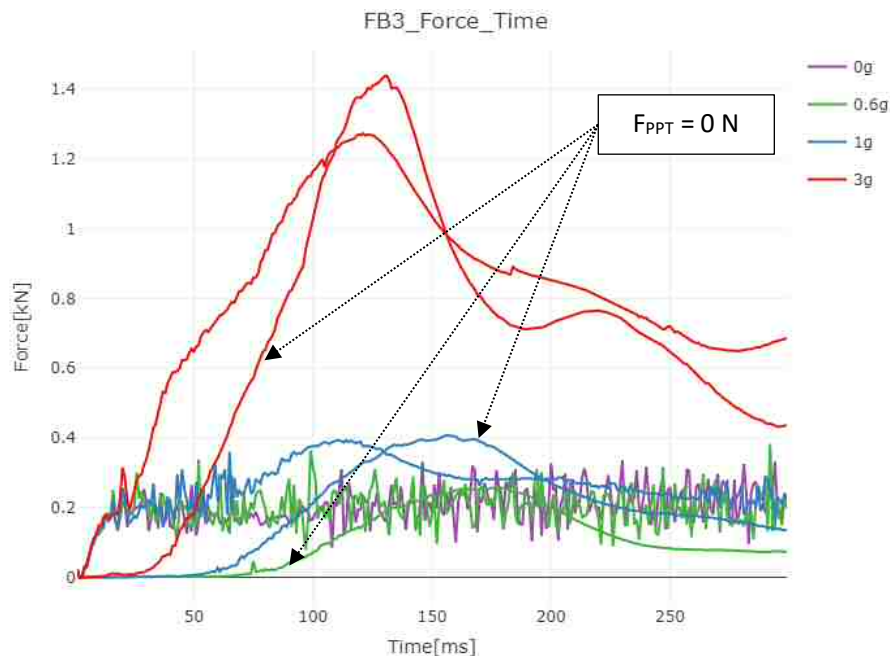


Abbildung 105: Schultergurtkraftverläufe in der Pre-Crash Phase für die Sitzeinstellung Pf050 und den H350 Dummy. Gruppierung nach unterschiedlichen Bremsverzögerungen für zwei F_{PPT} Niveaus.

14.2.2 Aufenthaltsraum der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung

Die erste der zwei initial rückwärts verschobenen Sitzeinstellungen ist um 75 mm versetzt zu Ps000 Position. Beginnend mit den zwei Diagrammen in Abbildung 106 werden die relevanten Informationen gleich der

zuvor gezeigten Sitzeinstellungen evaluiert. Die Pre-Crash Simulationen bis 1 g und aktivem PPT liegen in einem Vergleich zu den weiter vorne liegenden Sitzeinstellungen in einem ähnlichen Bereich kleiner 50 mm in X und kleiner 10 mm in die negative Z-Richtung. Während die Z-Verlagerungen nicht wesentlich größer werden, sind es die Verlagerungen in X, für die Bremsverzögerungen ohne aktivem PPT, die einen klaren Sprung von circa 6 % bis 8 % zur Ps000 Position und 7 % bis 11 % zur Pf050 Position nach vorne aufzeigen. Die maximalen/minimalen Verlagerungen liegen für den Kopf zwischen -22.9 mm und 281.5 mm, für den Thorax zwischen -8.8 mm bis 121.4 mm und für den Pelvis zwischen -3.6 mm bis 67.5 mm. Die maximale Vorverlagerung des Kopfes erreicht annähernd die Maxima, die zum Beispiel von Mages et al. (2011) mit circa 290 mm angegeben wurden. Der Thorax Vorverlagerungswert liegt mit dem Mittelwert bei AEB Manövern (circa 130 mm) ebenfalls in einem Bereich, welcher auch in der Literatur angegeben ist [(Ólafsdóttir et al. (2013), Mages et al. (2011) und Schöneburg und Breitling (2005))]. Die X-Z Trajektorien des Kopfes werden in der Anfangsphase generell etwas flacher, eine geringere Z-Verlagerung im Verhältnis zur X-Auslenkung ist dabei wiederum auf die Gurtwirkung und die geänderte Beinkinematik zurückzuführen. Die 0 g und die 0.6 g Pre-Crash Phase weisen die geringsten Verlagerungen auf, wobei das Extrema der 0 g Phase in der Rückverlagerung zu finden sind.

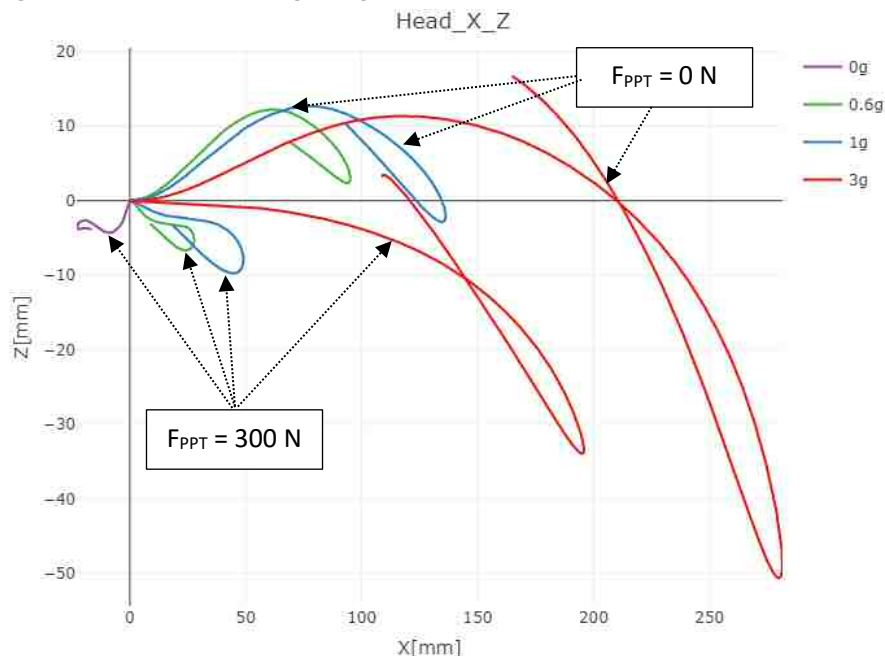


Abbildung 106: Verlagerung des Dummy Kopfes für die ausgewählten Pre-Crash Manöver in der Sitzeinstellung Pr075 für die Gruppierung nach Bremsverzögerung und PPT Kraft.

Tabelle 101: Extrema der Verlagerung des H350 Dummys in der Pre-Crash Phase in der Sitzeinstellung Pr075.

Pre-Crash Parameter	Verlagerung des Kopfes	Verlagerung des Thorax	Verlagerung des Pelvis
	in X [mm]	in X [mm]	in X [mm]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	-22.9	-8.8	-3.6
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	95.2	47.8	31.9
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	27.8	9.6	9.6
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	136.3	63.0	38.8
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	49.0	18.1	16.1
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	281.5	121.4	67.5
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	195.9	75.0	48.8

Tabelle 102 beinhaltet die maximalen/minimalen X-Relativgeschwindigkeiten der Pr075 Position. Für den Kopf liegen die Extrema der einzelnen Pre-Crash Phasen zwischen -0.2 m/s bis 2.8 m/s, für den Thorax zwischen -0.1 m/s bis 1.4 m/s und für den Pelvis zwischen -0.1 m/s bis 1.1 m/s. Die Maxima der 0 g Bremsverzögerung sind für diese Sitzeinstellung am geringsten, gefolgt von der 0.6 g Pre-Crash Phase mit aktivem PPT. Der Mittelwert der Relativgeschwindigkeiten ist mit circa 1.1 m/s für den Kopf mehr als doppelt so hoch wie für den Thorax, der bei 0.54 m/s liegt und den Pelvis, dessen Mittel sich bei 0.44 m/s befindet. Der Vergleich der Relativgeschwindigkeiten in der Standard-Sitzeinstellung zeigt in beiden Sitzeinstellungen einen identen Wert für den Pelvis und den berechneten Pre-Crash Phasen. Der Thorax weicht lediglich in der 3 g Phase mit deaktiviertem PPT und in der 1 g Phase mit PPT ab und das in beiden Fällen um 0.1 m/s. Für den Kopf sind bereits vier Pre-Crash Phasen abweichend, ebenfalls um mindestens 0.1 m/s. Da das Maximum der Ps000 Position für die 0.6 g Phase mit PPT rückwärtsgerichtet ist, ergibt sich hier eine Abweichung von 0.5 m/s, da die nach vorne gerichtete Geschwindigkeit 0.2 m/s nicht überschreiten kann, ist auch in dieser Phase und in der gleichen Richtung ein Δv von mindestens 0.1 m/s zu erwarten.

Tabelle 102: Extrema der Relativgeschwindigkeit von Kopf, Thorax und Pelvis in X zum Fahrzeug für den H350 in der Pr075 Sitzeinstellung.

Pre-Crash Parameter	Max./Min. v_{rel} des Kopfes in X [m/s]	Max./Min. v_{rel} des Thorax in X [m/s]	Max./Min. v_{rel} des Pelvis in X [m/s]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-0.2	-0.1	-0.1
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.7	0.4	0.3
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.3	0.1	0.1
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	1.1	0.6	0.4
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.5	0.3	0.3
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	2.8	1.4	1.1
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	1.9	0.9	0.8

In Tabelle 103 sind die Rotationen der drei Körperregionen gelistet. Für den Kopf ergeben sich Extrema zwischen -4.7 Grad bis 57.2 Grad, für den Thorax zwischen -1.1 Grad bis 14.7 Grad und für den Pelvis zwischen -1.0 Grad bis 7.3 Grad. Für den Kopf sind die Flexionsbewegungen im Vergleich mit den Pre-Crash Phasen der Ps000 Position in allen Fällen vergrößert (Kapitel 8.2.1). Die Extension in der rückwärtsgerichteten 0 g Phase ist wiederum geringer ausgeprägt. Der Thorax und Pelvis liegen im Vergleich zur Baseline bis zu den 3 g Pre-Crash Phasen niedriger oder höher. Ein Trend ist dabei nicht zu erkennen. Für die 3 g Phase liegen jedoch alle Rotationen bei einem höheren Wert als in der Ps000 Position. Die geringsten Maxima der Relativverdrehung werden von der 0 g Bremsverzögerung verursacht und liegen bei kleiner 5 Grad für alle Körperregionen. Der nur durch den Nacken verzögerte Kopf erreicht für die zwei Pre-Crash Phasen mit 3 g eine signifikant erhöhte Flexion und damit, wie auch die der weiter vorne liegenden Sitzeinstellungen, eine nicht optimale Ausgangslage für den Airbagkontakt.

Tabelle 103: Extrema der Rotation von Kopf, Thorax und Pelvis um Y. Für H350 und Pr075.

Pre-Crash Parameter	Rotation des Kopfes um Y [Grad]	Rotation des Thorax um Y [Grad]	Rotation des Pelvis um Y [Grad]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	-4.7	-1.1	-1
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	15	4.3	1.2
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	7.2	0.7	-1.2
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	23.3	6.4	2.5
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	12.4	1.2	-1.5
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	57.2	14.7	7.3
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	42.1	8.9	3.2

Die Schultergurtkräfte der Pr075 Position sind in Abbildung 107 dargestellt. In dieser Position ist, durch die geänderte Gurtführung, das PPT Niveau bis circa 150 ms unter 0.2 kN geringfügig abgefallen. Durch die geänderte Geometrie kann auch in der 0.6 g Phase mit aktivem PPT am Beginn nur ein niedrigeres Niveau wirken, was sich in einer größeren kinetischen Energie (Kopf im Vergleich zu Ps000 um 0.1 m/s erhöht, Vergleich Kapitel 8.2.1) und damit einer größeren Gurtkraft widerspiegelt. Maxima der 3 g Phasen bleiben auf einem ähnlichen Niveau bei circa 1.47 kN bis 1.62 kN. Beide 1 g Pre-Crash Phasen erzielen einen Wert knapp über beziehungsweise unter 0.5 kN. Der zeitliche Versatz liegt in etwa bei der um 75 mm vorgelagerten Ps000 Position und ändert sich auch aufgrund der bereits fehlenden Kontaktmöglichkeiten im Fußraum nur minimal.

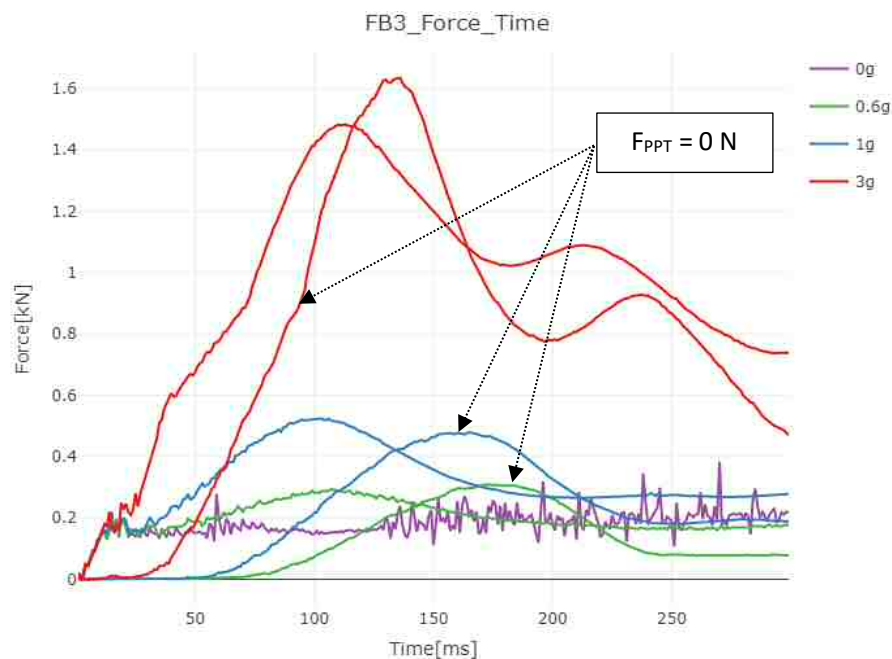


Abbildung 107: Schultergurtkraftverläufe in der Pre-Crash Phase für die Sitzeinstellung Pr075 und den H350 Dummy. Gruppierung nach unterschiedlichen Bremsverzögerungen für zwei F_{PPT} Niveaus.

14.2.3 Aufenthaltsraum der um 150 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung

Als am weitesten nach hinten verschobene und letzte Sitzeinstellung des H350 Dummies wird die Pr150 evaluiert. Abbildung 108 zeigt die Kopftrajektorie in X-Z Diagrammen, die nach der Bremsverzögerung und dem PPT Niveau gruppiert sind. Die Extrema der Pre-Crash Phasen sind drauf folgend in Tabelle 104 enthalten. Wie auch bei der Pr075 Position zu erkennen ist, werden die Trajektorien in der ersten Phase der

Verlagerung flacher. Erst bei circa der Hälfte der Vorverlagerung findet eine eindeutige Z-Bewegung statt. Die Pre-Crash Phasen mit deaktiviertem PPT verhalten sich ähnlich wie in den vorangegangenen Sitzpositionen und steigen zuerst an, bevor durch die Gurtankopplung eine erhöhte Flexion des Kopfes auftritt und der Kopf sich beispielsweise in den 3 g Phasen deutlich senkt. Dabei werden Werte von größer - 30 mm und - 50 mm erreicht. Die maximalen/minimalen Verlagerungen in X erzielen in den sieben Pre-Crash Phasen für den Kopf zwischen - 16.4 mm bis 311.3 mm, für den Thorax zwischen -6.4 mm bis 134.6 mm und für den Pelvis - 3.4 mm bis 68.3 mm. Alle Bremsverzögerungen mit PPT liegen bis zur maximalen/minimalen Verlagerung im negativen Z-Bereich, erst im Rebound wird mit der gewählten Simulationsdauer eine höhere Z-Position als die der initialen mit der 3 g Bremsverzögerung erreicht. Während die Rückverlagerung in der 0 g Phase für alle Körperteile aufgrund der geänderten Gurtwirkung reduziert wurde, ist in den Vorverlagerungen für den Kopf eine deutliche Steigerung im Mittel um circa 20 %, verglichen mit der Pr075 Position, zu erkennen. Der Thorax liegt dabei im Mittel bei größer circa 17 %. Der Pelvis hingegen liegt im Mittel geringfügig hinter der Pr075 Position. Ein Grund ist die erhöhte Wirkung des Gurtes bei größerem Einzug auf den Pelvis, da die Reibungsverluste auf dem Thorax durch die spätere Ankopplung reduziert sind.

Die 0 g Pre-Crash Phase liegt nahe an der Initialposition und im Vergleich zur Pf050 Position bei einem um 48 % reduzierten Wert. 157 mm Vorverlagerung des Kopfes erreicht die 1 g Pre-Crash Phase mit deaktiviertem PPT und liegt damit bei einem um 30 % erhöhten Wert im Vergleich zu Pf050. Die initiale Position der Pf050 Sitzeinstellung wird in diesem Fall nur von 3 g Pre-Crash Phasen überschritten. Die 1 g Bremsverzögerung ohne PPT überschreitet mit der Kopfvorverlagerung zumindest die Ps000 Position in ihrer initialen Lage. Es bieten sich, wie beim H305 Dummy bereits aufgezeigt, ähnliche Kopfpositionen aus verschiedenen Sitzpositionen an, um miteinander verglichen zu werden. Damit kann der Einfluss einer stark rotierten Körperhaltung im Kritikalitätsraum evaluiert werden.

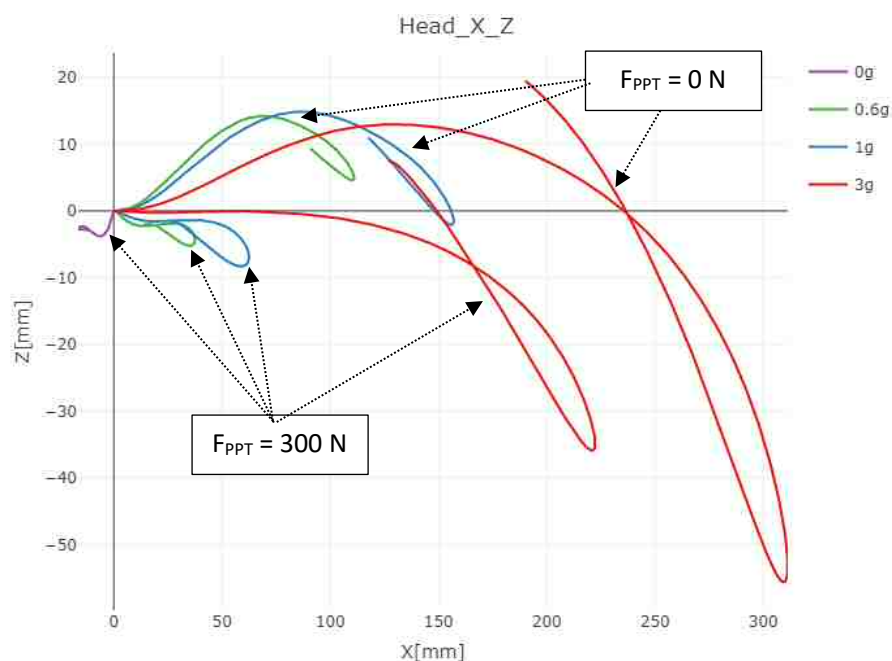


Abbildung 108: Verlagerung des Dummy Kopfes für die ausgewählten Pre-Crash Manöver in der Sitzposition Pr150 für die Gruppierung nach Bremsverzögerung und PPT Kraft.

Tabelle 104: Relativwerte der Verlagerung des H350 Dummies in der Pre-Crash Phase in der Sitzeinstellung Pr150.

Pre-Crash Parameter	Verlagerung des Kopfes in X [mm]	Verlagerung des Thorax in X [mm]	Verlagerung des Pelvis in X [mm]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	-16.4	-6.4	-3.4
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	111.1	54.3	32.6
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	37.5	12.4	8.5
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	157.1	71.3	39.4
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	62.5	22.2	15.6
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	311.3	134.6	68.3
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	222.4	85.8	47.9

Tabelle 105 enthält die Relativgeschwindigkeiten in X der ausgewählten Knoten (Tabelle 23) der drei Körperregionen (Kopf, Thorax und Pelvis). Die Extrema des Kopfes liegen in den Pre-Crash Phasen zwischen -0.1 m/s bis 3.1 m/s, für den Thorax zwischen -0.1 m/s bis 1.5 m/s und für den Pelvis zwischen -0.1 m/s bis 1.1 m/s. Wie bereits nach der Analyse der Verlagerungen der 0 g Bremsverzögerung ersichtlich war, bestätigen die Relativgeschwindigkeiten der drei Körperregionen eine nur mehr vernachlässigbar geringere Dynamik in der 0 g Pre-Crash Phase der Pr150 Sitzeinstellung. Im Vergleich zur Pr075 Position ist für diesen Fall die Relativgeschwindigkeit des Kopfes um circa 66 % gesunken. Allgemein zu erkennen ist eine ähnliche maximale Pelvis-Dynamik wie in der Pr075 Position, jedoch eine deutlich größere Dynamik in den Pre-Crash Phasen mit vorverlagerten Maxima. In den 3 g Phasen sind es dabei für den Kopf 0.4 m/s mit aktivem PPT und 0.6 m/s ohne PPT, für den Thorax immerhin noch 0.2 m/s.

Tabelle 105: Extrema der Relativgeschwindigkeit von Kopf, Thorax und Pelvis in X zum Fahrzeug für den H350 in der Pr150 Sitzeinstellung

Pre-Crash Parameter	Max./Min. v_{rel} des Kopfes in X [m/s]	Max./Min. v_{rel} des Thorax in X [m/s]	Max./Min. v_{rel} des Pelvis in X [m/s]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	-0.1	-0.1	-0.1
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	0.8	0.4	0.3
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	0.4	0.2	0.1
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	1.2	0.6	0.4
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	0.6	0.3	0.3
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	3.1	1.5	1.1
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	2.2	1.0	0.8

In Tabelle 106 sind die Rotationen der Körperregionen enthalten. Die 0 g Pre-Crash Phase weist auch hier die geringsten Werte auf und liegt bei 3.5 Grad für den Kopf, 0.7 Grad für den Thorax und 0.6 Grad für den Pelvis. Die vorverlagerten Kopfpositionen erfahren in der Pr150 Sitzeinstellung eine weitere Steigerung der Flexion und liegen im Mittel um 23 % erhöht zur Pr075 Sitzeinstellung (14.2.2). Die maximale Rotation stellt sich für die 3 g Phase ohne aktivem PPT mit knapp über 60 Grad liegend ein, die 1 g Pre-Crash Phase erzielt mit 25.8 Grad nicht annähernd die Hälfte dieses Werts der Relativverdrehung. Für den Thorax werden zwischen 0.7 Grad und -17.6 Grad erreicht, im Falle des Pelvis liegt die Rotation zwischen 0.6 Grad und -9.8 Grad. Auch für diesen Parameter zeigt sich für die zwei größten Belastungszustände eine im Vergleich zur Pr075 Position deutlich erhöhte Rotation und lässt daraus ableiten, dass eine weitere initiale Rückverlagerung des Sitzes aufgrund der Gurtführung (Gurtumlenker an der B-Säule) nicht zielführend erscheint.

Tabelle 106: Extrema der Rotation von Kopf, Thorax und Pelvis um Y für den H350 in der Pr150 Sitzeinstellung

Pre-Crash Parameter	Rotation des Kopfes um Y [Grad]	Rotation des Thorax um Y [Grad]	Rotation des Pelvis um Y [Grad]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-3.5	-0.7	-0.6
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	17.2	5.5	2.1
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	8.7	1.5	-0.6
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	25.8	8	3.9
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	14.4	2.3	-0.5
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	60.6	17.6	9.8
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	45.9	11.3	5.2

Abbildung 109 zeigt die Schultergurtkräfte der am weitesten rückwärts positionierten Sitzeinstellung. Die Maxima sind im Vergleich zu den Positionen Pf050, Ps000 und Pr075 erhöht. Für die 3 g Bremsverzögerungen liegen beide Phasen über 1.6 kN, für die 1 g Phasen sind es circa 0.5 kN bis knapp 0.6 kN und für die 0.6 g Pre-Crash Phase circa 0.3kN. Die 0 g Bremsverzögerung liegt wiederum unter den davor gezeigten Ergebnissen und weist eine geringfügige Schwankung mit Entlastungsphasen auf. Ein weiterer Effekt, der hier auftritt, ist eine Umkehr des zeitlichen Versatzes. Für die Pr150 Position wird dieser wieder größer und liegt bei 141 ms für die 0.6 g Bremsverzögerung, bei 105 ms für die 1 g Bremsverzögerung und bei 55 ms für die höchste Bremsverzögerung in der Pre-Crash Phase. Die Zeiten bei denen sich ein Wert bei FB3 von 0.2 kN einstellt, sind damit zwischen 4 ms bis 7 ms später als in der Pf050 Sitzeinstellung (Vergleich Kapitel 14.2.1).

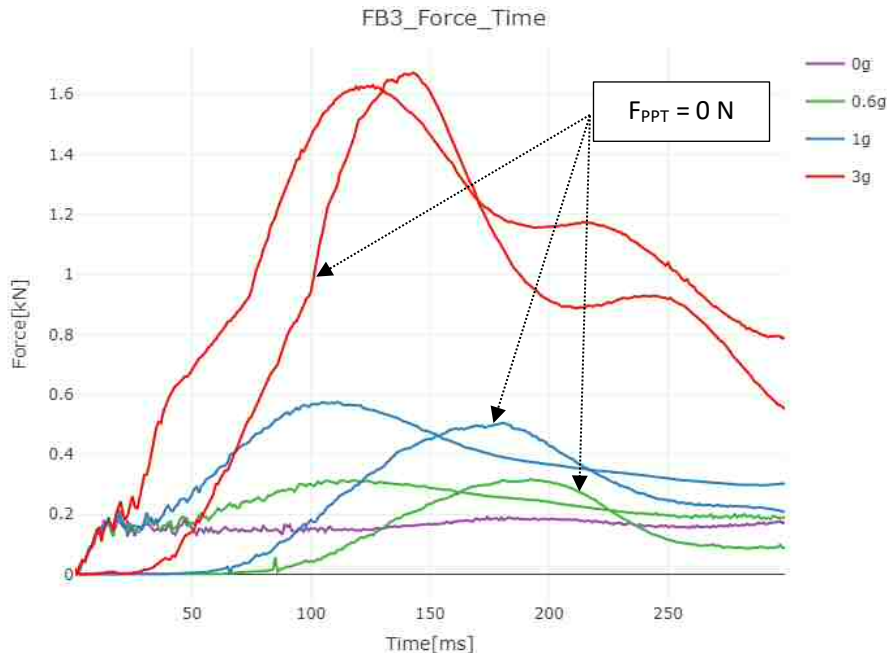


Abbildung 109: Schultergurtkraftverläufe in der Pre-Crash Phase für die Sitzeinstellung Pr150 und den H350 Dummy. Gruppierung nach unterschiedlichen Bremsverzögerungen für zwei F_{PPT} Niveaus.

14.3 Der Kritikalitätsraum und die Sensoranforderungen des H305 Dummys

14.3.1 Analyse der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung

Die um 75 mm nach hinten verschobene Sitzeinstellung wird als nächstes betrachtet. Die Vorgehensweise der Bewertung wird gleich der Standard-Sitzeinstellungen (Ps000, Kapitel 9.3.1) vorgenommen und ebenfalls bei allen weiteren gleichermaßen durchgeführt. Die Trajektorien des Kopfes sind in Abbildung 110 dargestellt. Es zeichnet sich ein ähnliches Bild wie in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000), mit dem Unterschied, dass sich die In-Crash Maxima sowohl in X als auch in Z erhöhen. Ebenfalls wird der Z-Abweichung der einzelnen Trajektorien zueinander aufgrund des geringeren Airbagkontakts in dieser Sitzeinstellung reduziert. Die Trajektorien liegen innerhalb eines kleineren Toleranzbandes. Der Insassenzustand mit der größten t_0 Vorverlagerung ist der mit der geringsten In-Crash Vorverlagerung, verursacht durch einen frühen Airbagkontakt. In der Pr075 Sitzeinstellung ist der Insassenzustand der 3 g ohne PPT bei MV auch der einzige, der den theoretischen Airbagkontakt-Wegpunkt noch in der Pre-Crash Phase überschreitet. Alle weiteren Insassenzustände erreichen diesen Punkt erst in der In-Crash Phase. Auch wenn diese für die größeren Vorverlagerungen der Pre-Crash Phase deutlich vor der Baseline bei Ps000 liegen. Die Maxima in X liegen für den H305 Dummy bei circa 510 mm in X und bei einer Absenkung in Z um circa 180 mm. Die Pr075 Baseline, ohne Pre-Crash Phase, liegt dabei nahe der Maxima aller In-Crash Werte.

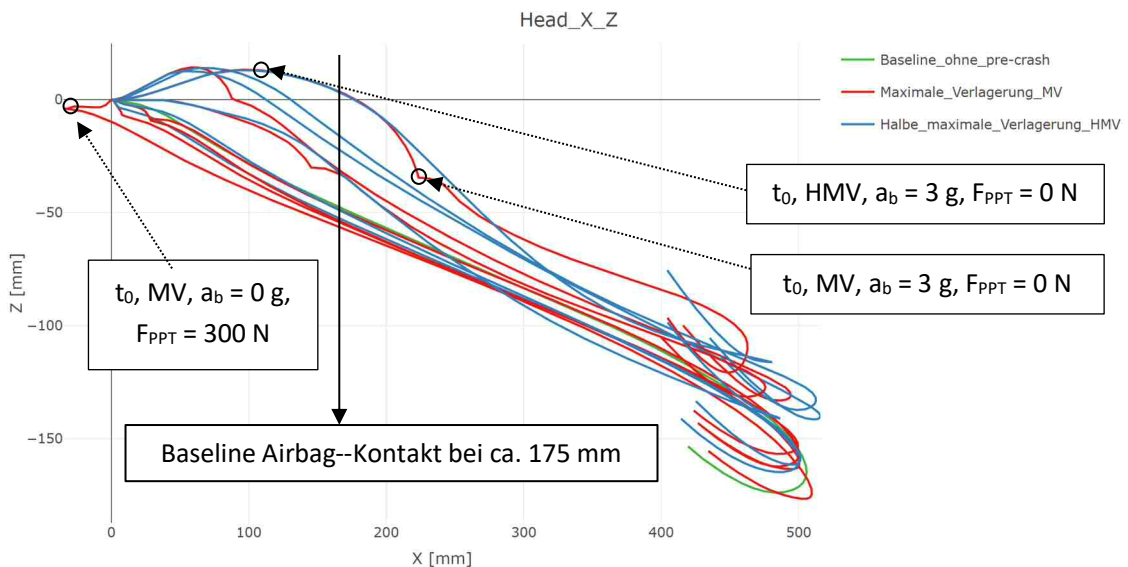


Abbildung 110: Trajektorien der ausgewählten Insassenzustände (Pre-Crash und In-Crash Phase) in X für den Kopf des H305 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung. Sieben Insassenzustände der MV und sechs Insassenzustände der HMV mit der folgenden In-Crash Phase und die Baseline ohne Pre-Crash Phase sind im Diagramm enthalten.

Tabelle 107 und Tabelle 108 enthalten die relativen Zeitversätze des theoretischen Airbagkontakts und der dazugehörigen Relativgeschwindigkeiten. Die Pr075 Baseline ist, wie bereits gezeigt, 10 ms später bei dem Airbagkontakt-Wegpunkt und mit 9.2m/s signifikant über der Relativgeschwindigkeit der Referenz von 5.45 m/s. Sieben Insassenzustände zusätzlich zur Baseline der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung sind mit einer zeitlichen Verzögerung bei dem Airbagkontakt-Wegpunkt angelangt (Tabelle 107). Während die MV und HMV der 0.6 g Bremsverzögerung mit deaktiviertem PPT nur 0.5 ms beziehungsweise 1.1 ms aufweisen, sind es bei der 0 g Bremsverzögerung mit aktiviertem PPT bereits 11.7 ms. Nur die Insassenzustände der Pre-Crash Phasen ohne PPT mit einer Bremsverzögerung größer 0.6 g sind zeitlich früher an diesem Punkt angelangt. Für die 1 g Pre-Crash Phase liegt dies bei maximal 3 ms. Wie

bereits zuvor in der Ps000 Sitzeinstellung gezeigt, kann die HMV aufgrund der Dynamik des Insassenzustandes bis zu 1 g Bremsverzögerung annähernd gleiche Zeiten bei diesem Wegpunkt aufweisen wie die MV.

Tabelle 107: Zeitversatz zwischen tatsächlicher Airbag-Kontaktzeit der Standard-Sitzeinstellung und Erreichen des Wegpunkts der verlagerten Insassenzustände des H305 Dummies der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung.

Pre-Crash Parameter	H305 MV – Zeitlicher Versatz	H305 HMV – Zeitlicher
	Δt_{AK-WP} [ms]	Versatz Δt_{AK-WP} [ms]
$a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	11.7	-
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.5	1.1
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	9.1	9.0
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	-3.0	-2.2
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	7.9	7.3
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	während der Pre-Crash Phase	-20.1
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-13.7	-5.9

Die Relativgeschwindigkeiten unterscheiden sich für die Insassenzustände, bei denen der PPT aktiv war, zudem nur geringfügig (maximal 0.2 m/s) gültig für Bremsverzögerungen bis 1 g. Für die größte MV ist ein deutlicher Unterschied von 2.6 m/s erkennbar. Es gilt jedoch im Vergleich zur Pr075 Baseline ein Bereich großer Abweichungen über alle Insassenzustände. Dieser erstreckt sich von 1.5 m/s bis 10.6 m/s.

Tabelle 108: Maximale Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf des H305 Dummies.

Pre-Crash Parameter	H305 MV –	H305 HMV –
	Relativgeschwindigkeit [m/s]	Relativgeschwindigkeit [m/s]
$a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	10.6	-
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	4.9	6.2
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	8.9	9.0
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	3.4	5.4
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	8.1	8.3
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	während der Pre-Crash Phase	3.9
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	1.5	4.1

Tabelle 109 zeigt die mit der Ps000 Baseline normierten Kriterienwerte. Im Vergleich zur Ps000 Kritikalität fällt auf, dass die Femurkräfte eine signifikant reduzierte Abweichung aufweisen. Insassenzustände nahe der Pr075 Initialposition und der HMV können gegenüber der Referenz eine Reduktion der Belastung bewirken. Die Nackendruckkräfte sind geringfügig erhöht und erreichen Abweichungen von circa Faktor = 7.78 zur Baseline bei Ps000. Vor allem die großen Kopfrotationen bei hoher Pre-Crash Vorverlagerung zeigen eine starke Erhöhung, während alle weiteren bei einer maximalen Erhöhung kleiner Faktor = 2.9 liegen. Der HIC 15 erzielt das Minimum mit einer Verbesserung von 70 % wieder bei der MV dieser Pr075 Sitzeinstellung. Vereinzelt liegt der HIC 15 geringfügig erhöht zur Baseline. Nur mit dem am weitesten rückverlagerten Insassenzustand ist ein Anstieg des HIC 15 um 24 % zu erkennen. Die Brusteingdrückung ist über alle Insassenzustände ähnlich und ist im Vergleich zur Ps000 Kritikalität aufgrund der längeren Belastung durch den Gurt geringfügig erhöht. Der NIJ kann in dieser Sitzeinstellung für einen mittleren Vorverlagerungsbereich teilweise um 30 % reduziert werden. Nur die größten Vorverlagerungen bei 3 g lassen den NIJ stark ansteigen. Das normierte RR schwankt um den Wert der Referenz bei Ps000. Ein

klarer Trend zeichnet sich nicht ab. Die größte MV und HMV bei 3 g ohne PPT sowie die MV bei 0 g und aktivem PPT weisen das größte kombinierte Risiko auf.

Tabelle 109: Kriterienwerte der verlagerten Insassenzustände bei t_0 (MV und HMV), normiert mit den Ergebnissen der H305 Referenz in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) inklusive des Referenz-Lastfalls und der Baseline der Sitzeinstellung. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz)

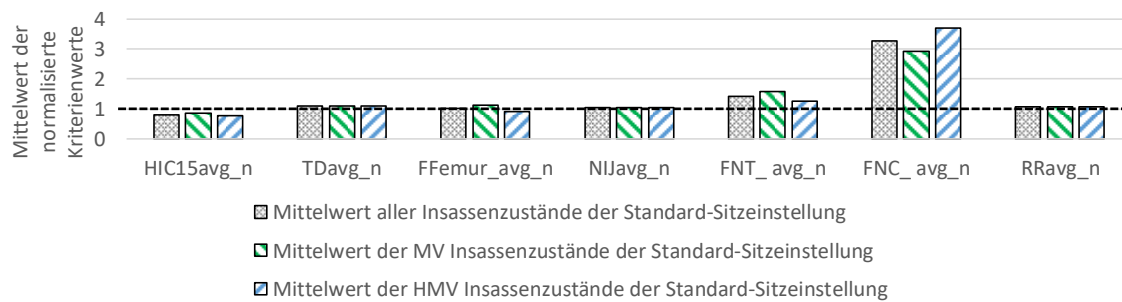
Pre-Crash Parameter	Normiertes Verletzungsrisiko						
	HIC15 _n [-]	TD _n [-]	F _{Femur_n} [-]	NIJ _n [-]	F _{NT_n} [-]	F _{NC_n} [-]	RR _n [-]
Referenz, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 0$ N	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
Baseline Pr075	1.21	1.11	1.91	0.86	1.70	1.18	1.10
MV, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 300$ N	1.24	1.13	0.87	1.01	2.06	2.37	1.17
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.80	1.09	1.05	0.90	1.42	2.88	0.99
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	1.00	1.12	1.29	0.81	1.77	1.98	1.02
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	1.03	1.07	1.41	0.77	1.62	2.18	0.98
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.99	1.10	1.17	1.05	1.73	2.48	1.08
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.30	1.05	1.28	1.50	1.17	5.83	1.16
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.55	1.04	0.69	1.17	1.22	2.72	1.03
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.99	1.13	0.94	0.70	1.08	1.89	0.99
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	1.05	1.15	0.22	0.91	1.53	2.52	0.96
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.74	1.11	0.91	1.05	1.41	2.25	1.05
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.79	1.05	1.25	0.79	0.90	2.84	1.06
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.45	1.07	0.87	1.50	1.40	7.78	1.17
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.65	1.06	1.18	1.34	1.18	4.91	1.11

Tabelle 110 enthält den Mittelwert der Insassenzustände aus Tabelle 109 und die Mittelwerte der HMV und MV. Wie in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) liegt nur der Mittelwert des HIC 15 unter der Referenz, wenn auch nicht mehr so deutlich. Während die Brusteingdrückung im Mittel um nur 3 % ansteigt, sind es für die Nackenzugkraft bereits 17 %. Da die Femurkraft, der NIJ und die Nackendruckkraft im Mittel teilweise deutlich unter der Kritikalität aus Ps000 liegen, ist auch der Mittelwert des RR um 7 % reduziert und weist nur mehr eine Abweichung von 6 % zur Referenz auf.

Werden die Mittelwerte der HMV und MV zum berechneten Mittelwert der Pr075 Kriterienwerte betrachtet, ist für die einzelnen Kriterien kein Trend erkennbar. Das normierte RR ist, auch wenn nur geringfügig, bei den MV Insassenzuständen im Vergleich zum Mittelwert aller Insassenzustände erhöht. Dies ist aufgrund der Bewertung der Kriterien in dieser Sitzeinstellung auf den HIC 15 zurückzuführen, da die geringe Femurkraft nur minimal zur Risikobewertung beiträgt.

Tabelle 110: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände und der Mittelwert der Kriterien der HMV und MV Insassenzustände der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung des H305 Dummys. (Erweiterung_n = normiert mit dem Wert der H305 Referenz, Erweiterung_{avg} = Mittelwert)

	HIC15 _{avg_n} [-]	TD _{avg_n} [-]	F _{Femur_avg_n} [-]	NIJ _{avg_n} [-]	F _{NNT_avg_n} [-]	F _{NC_avg_n} [-]	RR _{avg_n} [-]
Mittelwert aller Insassenzustände	0.81	1.09	1.01	1.04	1.42	3.28	1.06
Mittelwert der MV Insassenzustände	0.84	1.09	1.11	1.03	1.57	2.92	1.06
Mittelwert der HMV Insassenzustände	0.78	1.10	0.90	1.05	1.25	3.70	1.06



14.3.2 Sensoranforderungen der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung

Tabelle 112 bis Tabelle 115 fasst die Größen des Insassenzustands, bezogen auf die Kritikalität kleiner gleich dem RR, sowie der Einzelkriterien zusammen. Zusätzlich sind zur besseren Einstufung der Relevanz der Ergebnisse wieder die zwei Quartile der Insassenerfassungsgrößen (25 % und 75 %) in Tabelle 111 angegeben.

Die zweite Zeile jeder Tabelle enthält wieder alle Werte, die über dem Mittelwert des Kriteriums in Spalte eins liegen (RR, HIC 15, TD, NIJ). Für das RR wird das aus der Pr075 bekannte Ergebnis bestätigt. Die Grenzen können nicht mehr eindeutig zugeordnet werden, wie dies in der Ps000 Kritikalität zu sehen ist. Für die kleiner gleich dem Mittelwert des RR enthaltenen Insassenzustände lässt sich jedoch ablesen, dass eine geringere Dynamik von Vorteil ist. Der Mittelwert in diesen Fällen liegt mit 0.3 m/s unter den 0.8 m/s der über dem RR Mittelwert liegenden Insassenzustände. Für die Kopffrotation und die Verlagerung des Insassen bei t₀ lässt sich zwar eine geringfügige Reduktion bei geringeren Werten der Insassenzustände ablesen, aufgrund der geringen Abweichung der beiden Werte zueinander wird die Relevanz über den gesamten Bereich zugeordnet. Beim HIC 15 ist die Verteilung eindeutiger. Daher werden geringere HIC 15 Werte auf Basis der Untersuchungen mit größerer Vorverlagerung, größerer Kopffrotation und erhöhter Dynamik des Insassenzustandes erreicht. Die Brusteingdrückung zeigt ein ähnliches Bild wie der HIC 15 mit dem Unterschied, dass die Dynamik einen über alle Insassenzustände geringer zuordenbaren Einfluss aufweist, jedoch für höhere Geschwindigkeiten im Mittel eine geringere Brusteingdrückung erzielen. Beim NIJ dreht sich dies um und kleinere Vorverlagerungen mit kleineren Kopffrotationen und niedrigeren Relativgeschwindigkeiten bei t₀ weisen einen deutlich reduzierten NIJ auf (auch im Vergleich zur Referenz).

Tabelle 111: 25 % und 75 % Quartile der Insassenzustandswerte des H305 Dummies zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.

	Verlagerung bei t_0 [mm]	v_{rel} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y bei t_0 [Grad]
25 % Quartil aller Insassenzustände	6.4	0.0	2.2
75 % Quartil aller Insassenzustände	110.1	0.8	16.2

Tabelle 112: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummies in der Pr075 Sitzeinstellung mit dem RR bestimmt. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).

Mittelwert des RR der Insassenzustände die	RR_{avg_n}	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.01	58.3	0.3	10.9
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.13	65.2	0.6	11.1
		FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
<i>Einstufung der Relevanz über das RR</i>		HR_{GB_V}	HR_{GB_Velo}	HR_{GB_Rot}

Tabelle 113: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummies in der Pr075 Sitzeinstellung mit dem HIC 15 bestimmt. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).

Mittelwert des HIC 15 der Insassenzustände die	$HIC15_{avg_n}$	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.61	99.6	0.7	17.7
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.07	22.9	0.1	4.3
		FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
<i>Einstufung der Relevanz über den HIC</i>		HR_{Base_V}	HR_{Base_Velo}	HR_{Base_Rot}

Tabelle 114: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummies in der Pr075 Sitzeinstellung mit der TD bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).

Mittelwert der TD der Insassenzustände die	TD_{avg_n}	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.06	107.7	0.6	20.5
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.12	14.8	0.3	1.5
		FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
<i>Einstufung der Relevanz über die TD</i>		HR _{Base_V}	HR _{Base_Velo}	HR _{Base_Rot}

Tabelle 115: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummies in der Pr075 Sitzeinstellung mit dem NIJ bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).

Mittelwert des NIJ der Insassenzustände die	NIJ_{avg_n}	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.84	29.2	0.1	4.9
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.27	104.0	0.8	19.1
		FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
<i>Einstufung der Relevanz über den NIJ</i>		HR _{Max_V}	HR _{Max_Velo}	HR _{Max_Rot}

Die abschließende Bewertung ist in Tabelle 116 enthalten. Durch die ermittelte Kritikalität, mittels des RR definiert, kann in der getroffenen Unterteilung der Bewertung für die Pr075 Sitzeinstellung der FoV, die Dynamik und die Insasseneigenschaften mit „HR_{GB}“ (für den gesamten Wertebereich) bewertet werden. Für alle Anforderungen gilt dabei, dass der gesamte Bereich der untersuchten Insassenzustände ausschlaggebend für diese Bewertung ist. Als sonstige Anmerkung zur Bewertung lässt sich festhalten, dass der HIC 15 und die Brusteingdrückung im Mittel für Insassenzustände die der Baseline der Sitzeinstellung naheliegen erhöht sind. Soll der NIJ mit einem Innenraumsensoriksystem beeinflusst werden, sind die maximalen Abweichungen vom Insassenzustand zu erfassen, da in diesen Fällen der NIJ die schlechtesten Werte mit dem Basis RHS erzielt.

Tabelle 116: Einstufung der Sensoranforderungen des H305 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung

Relevanz der Sensoranforderungen für	Einstufung der Relevanz	Information zur Einstufung
Field of View (FoV)	$\underline{HR_{GB_V}}$ <ul style="list-style-type: none"> Gesamter Bereich der Verlagerungen bei t_0 	RR: HR_{GB_V} HIC15: HR_{Base_V} TD: HR_{Base_V} NIJ: HR_{Max_V}
Dynamik	$\underline{HR_{GB_Velo}}$ <ul style="list-style-type: none"> Gesamter Bereich der Relativgeschwindigkeiten bei t_0 	RR: HR_{GB_Velo} HIC15: HR_{Base_Velo} TD: HR_{Base_Velo} NIJ: HR_{Max_Velo}
Insasseneigenschaften	$\underline{HR_{GB_Rot}}$ <ul style="list-style-type: none"> Gesamter Bereich der Rotationen bei t_0 	RR: HR_{GB_Rot} HIC15: HR_{Base_Rot} TD: HR_{Base_Rot} NIJ: HR_{Max_Rot}

14.3.3 Analyse der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung

Die am weitest hinten liegende Sitzeinstellung des H305 Dummys weist die mit Abstand größten In-Crash Vorverlagerungen auf. Diese liegen bei größer 600 mm in X und circa 280 mm Absenkung in Z. Die Pr225 Baseline liegt dabei in beiden Richtungen nahe beim Maximum. Der Insassenzustand mit den geringsten Werten ist wie bereits bei den weiter vorne liegenden Sitzeinstellungen die MV der 3 g Bremsverzögerung mit deaktiviertem PPT. Die Insassenzustände mit aktiviertem PPT liegen ähnlich der Baseline deutlich unter dem Z-Maximum der Insassenzustände, bei denen der PPT in der Pre-Crash Phase nicht aktiviert ist. Alle Trajektorien sind Abbildung 111 dargestellt.

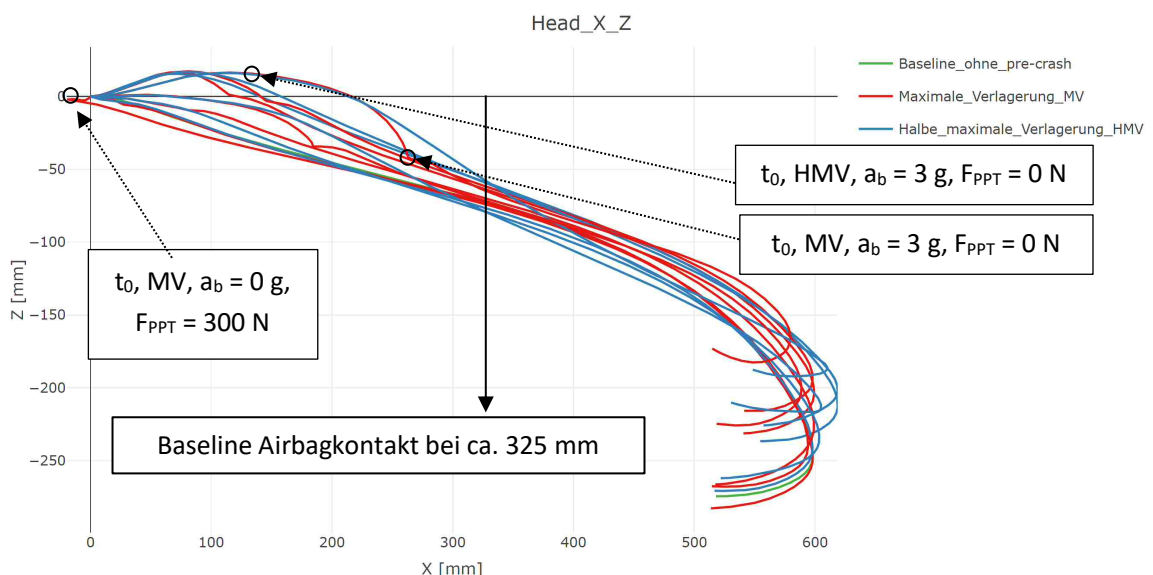


Abbildung 111: Trajektorien der ausgewählten Insassenzustände (Pre-Crash und In-Crash Phase) in X für den Kopf des H305 Dummys in der Pr225 Sitzeinstellung. Sieben Insassenzustände der MV und sechs Insassenzustände der HMV mit der folgenden In-Crash Phase und die Baseline ohne Pre-Crash Phase sind im Diagramm enthalten.

In Tabelle 117 können die zeitlichen Abweichungen beim Erreichen des Airbagkontakt-Wegpunktes zur Referenz bei Ps000 abgelesen werden. Durch die signifikante Verschiebung von 225 mm wird dieser Punkt

aus allen Insassenzuständen erst verspätet erreicht. Die geringste zeitliche Abweichung von 4.6 ms wird mit deaktiviertem PPT und der 3 g Bremsverzögerung erreicht. Die Pr225 Baseline liegt bei 21 ms Verspätung und bei einer Relativgeschwindigkeit von 13.4 m/s, wenn sie diesen Airbagkontakt-Wegpunkt erreicht. Der zeitliche Versatz liegt für alle Insassenzustände der Pr225 Sitzeinstellung zwischen 4.6 ms und maximal 21.9 ms. Der rückwärts verlagerte Insassenzustand ist mit 0.9 ms nur geringfügig abweichend von der Pr225 Baseline. Die zeitliche Verzögerung bis zu diesem Punkt ist für beide Gruppen (MV und HMV) wieder sehr ähnlich und weicht in der 3 g Pre-Crash Phase mit PPT maximal um 2.5 ms ab. Auch in der Pr225 Sitzeinstellung gleicht die Dynamik die teilweise deutlich geänderte Verlagerung des Dummys aus und beide Insassenzustände befinden sich zu einem ähnlichen Zeitpunkt in dieser X-Position. Der Airbag hat dabei bereits an Stabilität eingebüßt und durch die größere initiale Entfernung bei t_0 ist auch die geometrisch betrachtete Ankopplung ungünstig.

Tabelle 117: Zeitversatz zwischen tatsächlicher Airbag-Kontaktzeit der Standard-Sitzeinstellung und Erreichen des Wegpunktes der verlagerten Insassenzustände des H305 Dummys der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung.

Pre-Crash Parameter	H305 MV – Zeitlicher Versatz	H305 HMV – Zeitlicher
	Δt_{AK-WP} [ms]	Versatz Δt_{AK-WP} [ms]
$a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	21.9	-
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	16.2	15.4
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	20.3	19.9
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	14.6	13.7
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	17.9	17.7
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	5.1	4.6
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	13.8	11.3

Die zugehörigen Relativgeschwindigkeiten zu den theoretischen Airbag-Kontaktzeiten sind in Tabelle 118 enthalten. Die Relativgeschwindigkeiten bei Erreichen des Airbagkontakt-Wegpunktes sind bei den Insassenzuständen mit geringerer MV und HMV mehr als doppelt so hoch wie die der Baseline in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000, 5.45 m/s) und erreichen maximal 13.8 m/s. Die ist eine Steigerung zur Pr225 Baseline von 0.4 m/s. Die geringste Relativgeschwindigkeit wird von der größten MV erzielt und liegt mit 3.9 m/s deutlich unter der der Ps000 Baseline.

Tabelle 118: Maximale In-Crash Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf des H305 Dummys.

Pre-Crash Parameter	H305 MV –	H305 HMV –
	Relativgeschwindigkeit [m/s]	Relativgeschwindigkeit [m/s]
$a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	13.8	-
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	10.3	11.4
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	12.7	12.9
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	9.2	10.6
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	11.4	11.9
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	3.9	6.7
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	8.0	8.9

Wird die Tabelle 119 mit den weiter vorne liegenden Sitzeinstellungen verglichen, wird schnell ersichtlich, dass die Verschiebung auf 225 mm hinter der Baseline bei Ps000 eine eindeutige Verschlechterung der meisten Kriterienwerte mit sich bringt. Der HIC 15 liegt zumindest für die größten Vorverlagerungen der

Pre-Crash Phase noch immer deutlich unter der Referenz bei Ps000. Für die HMV ist er jedoch höher als für die MV. Die Brusteingdrückung ist auch in der Pr225 Sitzeinstellung stabil über alle Insassenzustände, jedoch mit einer deutlichen Verschlechterung zu den weiter vorne gelegenen Sitzeinstellungen. Die Femurkraft liegt in der HMV der 0.6 g Pre-Crash Phase sowie der MV der 3 g Pre-Crash Phase unter der Referenz, für alle weiteren stellt sich eine Verschlechterung ein. Durch den niedrigen Referenzwert ergibt sich auch hier keine nennenswerte Beeinflussung des Gesamtergebnisses. Der NIJ ist um 51 % bis 125 % erhöht und liegt bis auf die HMV der 3 g Pre-Crash Phase mit PPT immer auf einem höheren Niveau als die Insassenzustände ohne PPT Einwirkung in der Pre-Crash Phase. Die Nackenzugkraft ist für geringe Verlagerungen höher als für die größten Vorverlagerungen in der Pre-Crash Phase. Die Nackendruckkraft kann für die Rückverlagerung und größten Vorverlagerungen der MV reduziert werden. Alle weiteren liegen deutlich über der Referenz. Hier gilt jedoch das Gleiche wie für die Femurkraft, da auch der Referenzwert der Nackendruckkraft sehr gering ist und dementsprechend keine Auswirkung auf das RR hat. Das RR wird im Vergleich zur Referenz um bis zu 94 % erhöht und ist somit auch das absolute Maximum der H305 Kritikalität. Dies ist in der 0 g Pre-Crash Phase mit aktivem PPT zu finden, was die am weitest hinten liegende Insassenzustand des H305 Dummys darstellt.

Tabelle 119: Kriterienwerte der verlagerten Insassenzustände bei t_0 (MV und HMV), normiert mit den Ergebnissen der H305 Referenz in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) inklusive des Referenz-Lastfalls und der Baseline der Sitzeinstellung. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz)

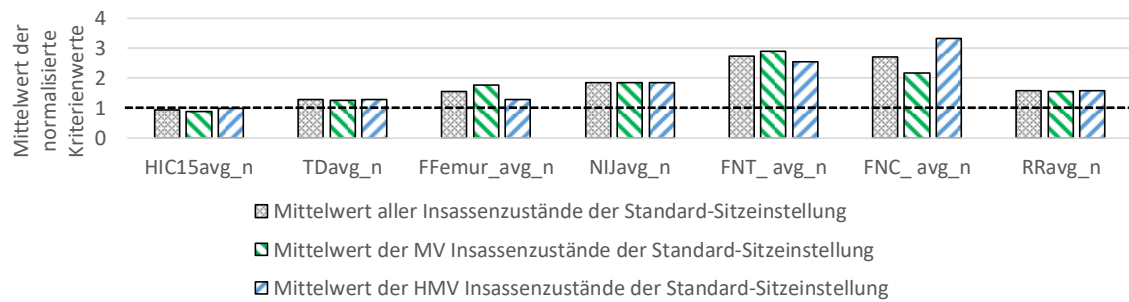
Pre-Crash Parameter	Normiertes Verletzungsrisiko						
	HIC15 _n [-]	TD _n [-]	F _{Femur,n} [-]	NIJ _n [-]	F _{NT,n} [-]	F _{NC,n} [-]	RR _n [-]
Referenz, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 0$ N	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
Baseline Pr225	1.44	1.26	2.67	2.28	3.91	0.79	1.94
MV, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 300$ N	1.40	1.30	2.11	2.25	3.89	1.02	1.94
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.88	1.30	2.23	1.63	3.03	3.82	1.47
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	1.16	1.22	2.25	2.03	3.58	4.05	1.65
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.77	1.26	1.47	1.59	2.58	3.12	1.39
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.94	1.30	2.25	1.79	3.00	1.59	1.55
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.42	1.23	1.19	1.72	1.81	0.64	1.40
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.57	1.21	0.91	1.93	2.41	0.92	1.49
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	1.13	1.34	0.47	1.55	2.56	2.40	1.54
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	1.23	1.27	1.79	2.07	3.39	2.93	1.75
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	1.04	1.32	1.05	1.51	2.51	2.14	1.48
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	1.03	1.28	1.96	1.85	3.02	4.52	1.58
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.68	1.23	1.34	2.18	1.57	3.74	1.65
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.79	1.20	1.09	1.87	2.17	4.17	1.47

Tabelle 120 beinhaltet das arithmetische Mittel aller Insassenzustände und das der MV und HMV. Der Mittelwert des HIC 15 aller Insassenzustände liegt auch in der Pr225 Position noch immer unter der Referenz, die Verbesserung beträgt im Mittel jedoch nur mehr 7 %. In der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) sind es im Vergleich noch 35 %. Die Brusteingdrückung liegt im Mittel 27 % über der Referenz der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Beim Femur ist, wie bereits bei der Pr075 Sitzeinstellung diskutiert, eine Reduktion vorhanden. Der NIJ wird im Vergleich zur Kritikalität der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) deutlich erhöht

und liegt im Vergleich zur Referenz im Mittel um 84 % höher. Die Nackenzugkraft und Nackendruckkraft weisen im Mittel eine ähnliche Erhöhung auf, die Zugkraft liegt jedoch über dem Kriteriumwert der Standard-Sitzeinstellung (Ps000), die Druckkraft darunter. Das RR wird im Mittel um 57 % im Vergleich zur Referenz erhöht. Das RR ist für die HMV im Mittel erhöht. Die größten Einflussfaktoren auf das RR sind hier der HIC 15 und die Brusteingdrückung.

Tabelle 120: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände und der Mittelwert der Kriterien der HMV und MV Insassenzustände der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung des H305 Dummys. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der H305 Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

	HIC15 $_{avg_n}$ [-]	TD $_{avg_n}$ [-]	F $_{Femur_{avg_n}}$ [-]	NIJ $_{avg_n}$ [-]	F $_{NT_{avg_n}}$ [-]	F $_{NC_{avg_n}}$ [-]	RR $_{avg_n}$ [-]
Mittelwert aller Insassenzustände	0.93	1.27	1.55	1.84	2.73	2.70	1.57
Mittelwert der MV Insassenzustände	0.88	1.26	1.77	1.85	2.90	2.17	1.56
Mittelwert der HMV Insassenzustände	0.98	1.27	1.28	1.84	2.54	3.32	1.58



14.3.4 Sensoranforderungen der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung

Tabelle 122 bis Tabelle 125 beinhalten die mittleren Abweichungen bezogen auf den Mittelwert des jeweiligen ausgewählten Kriteriums und die Einstufung der Relevanz für die Sensoranforderungen. Zusätzlich sind zur besseren Einstufung der Relevanz der Ergebnisse die zwei Quartile (25 % und 75 %), berechnet aus den Ergebnissen der Insassenzustände in Tabelle 40, enthalten.

Für alle Insassenzustände kleiner gleich dem Mittelwert des RR ergibt sich eine Verbesserung durch größere Vorverlagerungen und größere Kopfrotationen. Die Relativgeschwindigkeit lässt sich mit den Mittelwerten von 0.5 m/s und 0.6 m/s keinem Bereich zuordnen. Aufgrund des Resultats und der getroffenen Definition zur Berechnung der Relevanz ist der gesamte Bereich der Relativgeschwindigkeiten zu erfassen. Eine größere Verlagerung und eine größere Kopfrotation resultiert in einer Reduktion des HIC 15. Ebenfalls eine leicht erhöhte Relativgeschwindigkeit kann den HIC 15 senken. Für die Brusteingdrückung ergibt sich die gleiche Schlussfolgerung wie für den HIC 15. Der NIJ ist in der Pr225 Sitzeinstellung ebenfalls bei erhöhter Verlagerung und größerer Kopfrotation im Mittel geringer. Bei der Relativgeschwindigkeit ergibt sich jedoch ein ähnliches Ergebnis verglichen mit dem RR. Eine geringere Relativgeschwindigkeit des Insassen bei t_0 kann zur Senkung des NIJ beitragen.

Tabelle 121: 25 % und 75 % Quartile der Insassenzustandswerte des H305 Dummys zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.

	Verlagerung bei t_0 [mm]	v_{rel} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y bei t_0 [Grad]
25 % Quartil aller Insassenzustände	22.8	0.0	2.9
75 % Quartil aller Insassenzustände	131.9	0.9	22.2

Tabelle 122: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummys in der Pr225 Sitzeinstellung mit dem RR bestimmt. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des RR der Insassenzustände die	RR_{avg_n}	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.49	114.0	0.5	21.1
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.79	29.5	0.6	2.0

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
<i>Einstufung der Relevanz über das RR</i>	HR _{Base_V}	HR _{GB_Velo}	HR _{Base_Rot}

Tabelle 123: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummys in der Pr225 Sitzeinstellung mit dem HIC 15 bestimmt. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des HIC 15 der Insassenzustände die	$HIC15_{avg_n}$	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.72	141.1	0.6	26.0
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.20	26.5	0.4	2.5

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
<i>Einstufung der Relevanz über den HIC</i>	HR _{Base_V}	HR _{GB_Velo}	HR _{Base_Rot}

Tabelle 124: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummys in der Pr225 Sitzeinstellung mit der TD bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert der TD der Insassenzustände die	TD_{avg_n}	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.23	117.7	0.6	21.5
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.30	49.9	0.4	7.0

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über die TD	HR_{Base_V}	HR_{GB_Velo}	HR_{Base_Rot}

Tabelle 125: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummys in der Pr225 Sitzeinstellung mit dem NIJ bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des NIJ der Insassenzustände die	NIJ_{avg_n}	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.69	105.6	0.6	18.0
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	2.12	54.7	0.5	9.2

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über den NIJ	HR_{GB_V}	HR_{GB_Velo}	HR_{GB_Rot}

Abschließend wird in Tabelle 126 die Bewertung zur Ableitung der Sensoranforderungen vorgenommen. Aufgrund der Ergebnisse der Pr225 Sitzeinstellung kann der FoV mit „ HR_{Base_V} “ eingestuft werden, da das RR bei großen Verlagerungen verringert wird, im Mittel jedoch stark erhöht zur Referenz liegt. Ebenfalls für die Insasseneigenschaften ergibt sich ein „ HR_{Base_Rot} “, da größere Kopfwinkel bei keinem Kriterium entscheidend sind. Die Dynamik ist für die meisten analysierten Kriterien von hoher Relevanz über den gesamten Bereich („ HR_{GB_Velo} “). Diese Beurteilung gilt jedoch nur für die Pr225 Sitzeinstellung. Für die Gesamtheit des H305 Kritikalitätsraum ist eine weit nach hinten verschobene Sitzeinstellung aufgrund der Kritikalitätserhöhung von entscheidender Bedeutung, wenn auf den geänderten Insassenzustand bei t_0 keine Anpassung des Rückhaltesystems erfolgt.

Tabelle 126: Einstufung der Sensoranforderungen des H305 Dummys in der Pr225 Sitzeinstellung.

Relevanz der Sensoranforderungen für	Einstufung der Relevanz	Information zur Einstufung
Field of View (FoV)	<u>HR_{Base_V}</u> <ul style="list-style-type: none"> • Baseline • Kleine Verlagerungen bei t_0 	RR: HR _{Base_V} HIC15: HR _{Base_V} TD: HR _{Base_V} NIJ: HR _{GB_V}
Dynamik	<u>HR_{GB_Velo}</u> <ul style="list-style-type: none"> • Gesamter Bereich der Relativgeschwindigkeiten bei t_0 	RR: HR _{GB_Velo} HIC15: HR _{GB_Velo} TD: HR _{GB_Velo} NIJ: HR _{GB_Velo}
Insasseneigenschaften	<u>HR_{Base_Rot}</u> <ul style="list-style-type: none"> • Baseline • Kleine Rotationen bei t_0 	RR: HR _{Base_Rot} HIC15: HR _{Base_Rot} TD: HR _{Base_Rot} NIJ: HR _{GB_Rot}

14.4 Der Kritikalitätsraum und die Sensoranforderungen des H350 Dummys

14.4.1 Analyse der um 50 mm vorwärts verschobenen Sitzeinstellung

Der H350 Dummy ist in der Pf050 Sitzeinstellung initial in der am weitest vorne gelegenen Position. In Abbildung 112 sind die Trajektorien in X über Z des Kopfes dargestellt. Die Trajektorien verlaufen nach dem Airbagkontakt, der dem Dummy in Z nach oben gerichtet Impuls gibt, in Richtung einer erhöhten Position. Die geringste In-Crash Vorverlagerung weist die größte MV der Pre-Crash Phase auf. Es ist bei dieser zu erkennen, dass die In-Crash Vorverlagerung auf circa 90 mm begrenzt ist. Der vorverlagerte Insassenzustand führt bereits in der Entfaltungsphase des Airbags zum Kontakt mit diesem und die damit frühe Ankopplung des Kopfes führt zu einer signifikant geringeren In-Crash Vorverlagerung. Im Vergleich dazu kommt der rückverlagerte Insassenzustand auf eine In-Crash Vorverlagerung von circa 465 mm und ist damit circa das Fünffache des am weitest vorverlagerten Insassenzustandes. Dieser rückverlagerte Insassenzustand ist auch der mit der maximalen In-Crash Vorverlagerung. Aus den Trajektorien ist ebenfalls zu erkennen, dass die HMV Insassenzustände eine größere Z-Bewegung durchführen, was mit der Dynamik des Insassenzustandes in Verbindung steht. Die Baseline bei Pf050 liegt wie beim H305 bei den Trajektorien der Insassenzustände, die in der Pre-Crash Phase mit aktivem PPT beaufschlagt wurden, und reicht nahe an das Maximum der X-Vorverlagerung heran.

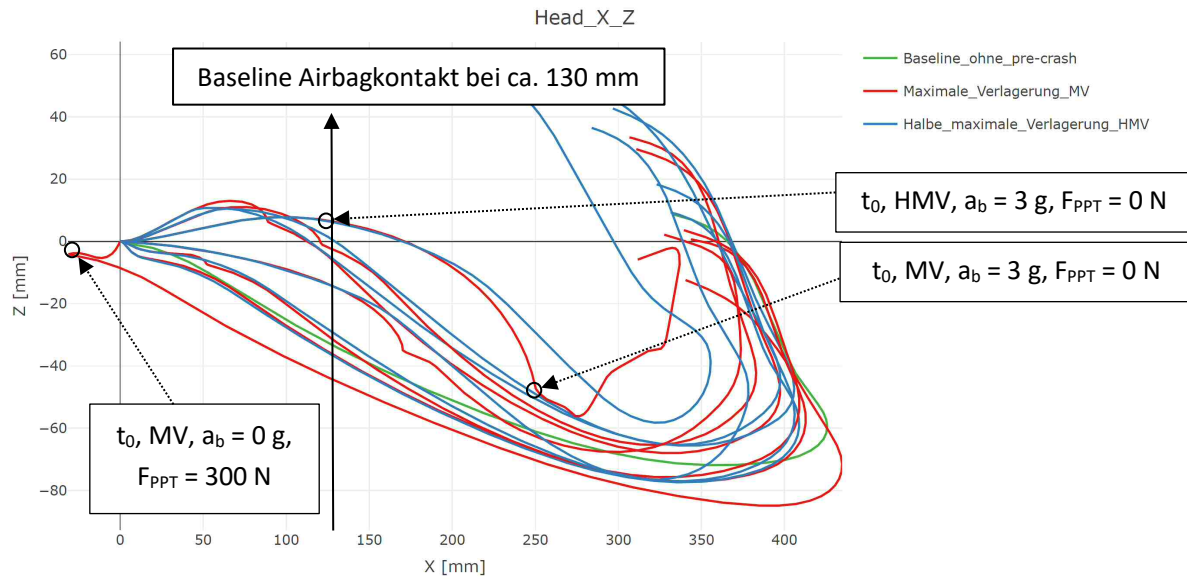


Abbildung 112: Trajektorien der ausgewählten Insassenzustände (Pre-Crash und In-Crash Phase) in X für den Kopf des H350 Dummys in der Pf050 Sitzeinstellung. Sieben Insassenzustände der MV und sechs Insassenzustände der HMV mit der folgenden In-Crash Phase und die Baseline ohne Pre-Crash Phase sind im Diagramm enthalten.

Tabelle 127 beinhaltet den zeitlichen Versatz des Dummykopfes bei Erreichen des Airbagkontakt-Wegpunktes der H350 Ps000 Baseline (Referenz). Zwei Insassenzustände sind bereits in der Pre-Crash Phase über den Wegpunkt hinweg nach vorne verlagert. Die HMV bei 3 g ohne PPT liegt mit -38.7 ms an der Grenze zur Pre-Crash Phase, die nur circa 20 ms davor in den In-Crash übergegangen ist. Ebenfalls die Insassenzustände bei 1 g und deaktiviertem PPT sowie bei 3 g und aktiviertem PPT erreichen den Wegpunkt in einer früheren Phase des In-Crashes. Die minimale Abweichung wird mit dem Insassenzustand der reinen Pre-Crash Straffung ohne Bremsverzögerung erzielt und liegt bei - 1.3 ms. Die Baseline bei Pf050 erreicht diesen Wegpunkt mit - 4.3 ms relativ zur Referenz nur unwesentlich früher. Die Insassenzustände, bei denen beide Werte aus MV und HMV bekannt sind und in der Pre-Crash Phase am Schultergurt mit der PPT Kraft beaufschlagt wurden, liegen zeitlich mit maximal 0.4 ms Abweichung zueinander vor. Auch beim H350 bringt der aktivierte PPT in der Pre-Crash Phase eine leichter abschätzbare Kinematik mit sich.

Tabelle 127: Zeitversatz zwischen tatsächlicher Airbag-Kontaktzeit der Standard-Sitzeinstellung und Erreichen des Wegpunktes der verlagerten Insassenzustände des H350 Dummys der um 50 mm vorwärts verschobenen Sitzeinstellung.

Pre-Crash Parameter	H350 MV – Zeitlicher Versatz Δt_{AK-WP} [ms]	H350 HMV – Zeitlicher Versatz Δt_{AK-WP} [ms]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-1.3	-
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	-13.7	-12.2
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-4.9	-5.1
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	-22.2	-16.5
$a_b = 1 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	-7.4	-7.8
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 0 \text{ N}$	während der Pre-Crash Phase	-38.7
$a_b = 3 \text{ g}, F_{PPT} = 300 \text{ N}$	während der Pre-Crash Phase	-25.2

In Tabelle 128 sind die zum Wegpunkt zugehörigen Relativgeschwindigkeiten des H350 Dummys in X eingetragen. Die Baseline bei Pf050 liegt bei 9 m/s und um 2.1 m/s unter der Referenz ($v_{relativ_Referenz} = 11.1 \text{ m/s}$). Die maximale Relativgeschwindigkeit der Pf050 Insassenzustände liegt in der am weitest rückverlagerten Position bei 10.3 m/s und minimal bei 2.2 m/s bei dem MV Insassenzustand der 1 g

Pre-Crash Phase mit deaktiviertem PPT. Auch für die Relativgeschwindigkeit gilt, die Abweichung zwischen MV und HMV mit aktivem PPT in der Pre-Crash Phase ist mit maximal 0.5 m/s nur geringfügig, obwohl die Vorverlagerung jeweils um 50 % abweicht. Die Dynamik der HMV bringt den Dummy zur fast gleichen Zeit und mit einer ähnlichen Relativgeschwindigkeit zum Airbagkontakt-Wegpunkt.

Tabelle 128: Maximale Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf des H350 Dummies.

Pre-Crash Parameter	H350 MV –	H350 HMV –
	Relativgeschwindigkeit [m/s]	Relativgeschwindigkeit [m/s]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	10.3	-
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	4.5	5.8
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	8.0	8.1
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	2.2	4.8
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	6.4	6.9
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	während der Pre-Crash Phase	3.5
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	während der Pre-Crash Phase	3.6

Tabelle 129 beinhaltet die Kriterienwerte sowie das RR jeweils normiert mit dem Ergebnis der Referenz bei Ps000. Der HIC 15 ist unabhängig von den vorverlagerten Insassenzuständen niedriger als in der Referenz. Die maximale Verlagerung (MV) mit aktivem PPT in der Pre-Crash Phase erzielt eine Verbesserung von 78 %. Die am weitest rückverlagerte Position erreicht noch eine Verbesserung von 10 %. Alle weiteren Werte liegen dazwischen. Ein Trend hinsichtlich des PPT ist nicht ersichtlich. Die Brusteingdrückung schwankt um die Referenz und erzielt bei größeren Vorverlagerungen in der Pre-Crash Phase geringere Werte in Kombination mit einem verfrühten Airbagkontakt und ist somit durch die zeitlich erweiterte Airbag-Rückhaltung erklärbar. Die Femurkraft steigt in der Pf050 Position stark an und erreicht Werte zwischen Faktor = 5.16 und Faktor = 7.85 bezogen auf die Referenz. Bis auf die 3 g Pre-Crash Phase liegt die Femurkraft des Insassenzustandes ohne PPT Beteiligung bei einem geringeren Wert. Der NIJ liegt bis zu 112 % über der Referenz. Im Vergleich zur Pf050 Baseline weist der NIJ Verbesserungen sowie auch Verschlechterungen auf. Die Nackenzugkraft kann, bis auf die MV und HMV Insassenzustände der größten Vorverlagerungen, gesenkt werden. Aufgrund des frühen und harten Airbagkontakts mit einer verschlechterten Ausgangslage der Kopfposition wird die Nackendruckkraft erhöht und steigt bis auf das 2.83-fache an. Das RR kann trotz der teilweise stark erhöhten Kriterienwerte in den meisten Fällen, vor allem in den MV Insassenzuständen, verbessert werden. Ausschlaggebende Größe ist dabei der HIC 15. Der Insassenzustand der 1 g Pre-Crash Phase erzielt ein RR um 25 % verringert im Vergleich zur Referenz.

Tabelle 129: Kriterienwerte der verlagerten Insassenzustände bei t_0 (MV und HMV), normiert mit den Ergebnissen der H350 Referenz in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) inklusive des Referenz-Lastfalls und der Baseline der Sitzeinstellung. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz)

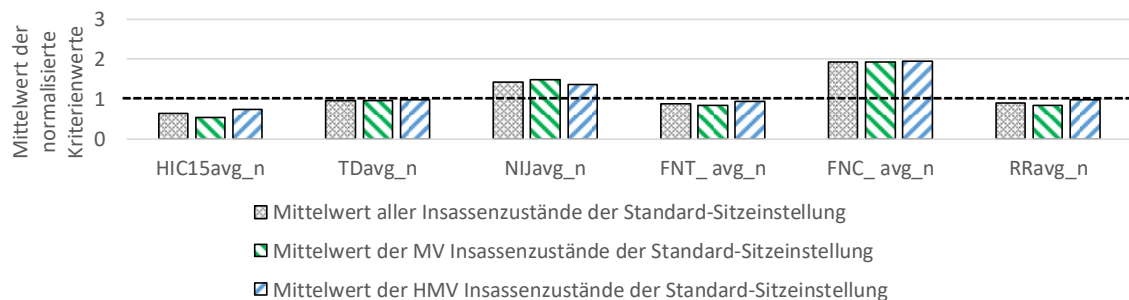
Pre-Crash Parameter	Normiertes Verletzungsrisiko						
	HIC15 _n	TD _n	F _{Femur_n}	NIJ _n	F _{NT_n}	F _{NC_n}	RR _n
	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]
Referenz, $a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
Baseline Pf050	0.91	1.02	5.02	1.36	0.69	1.45	1.05
MV, $a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	0.90	1.01	5.16	1.35	0.71	1.59	1.04
MV, $a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	0.57	0.98	6.61	1.36	0.74	1.74	0.84
MV, $a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	0.69	0.98	5.31	1.38	0.66	1.61	0.86
MV, $a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	0.44	0.96	6.04	1.30	0.81	1.87	0.75

MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.57	0.95	6.05	1.13	0.76	1.23	0.76
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.33	0.92	6.45	2.12	1.29	2.55	0.91
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.22	0.95	6.10	1.71	0.90	2.83	0.80
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.70	1.02	7.85	1.26	0.97	1.75	1.01
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.73	1.00	6.13	1.43	0.67	1.89	0.94
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.84	0.96	7.00	1.28	0.88	2.24	1.03
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.68	1.00	6.41	1.35	0.79	1.62	0.91
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.70	0.97	5.89	1.54	1.62	1.94	0.92
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.85	0.97	6.80	1.33	0.73	2.19	1.04

In Tabelle 130 sind zuerst die Mittelwerte aller Insassenzustände angeführt. Danach folgen die Mittelwerte der Kriterien der MV und HMV Insassenzustände. Der HIC 15 ist im Mittel um 37 % geringer, die Brusteingdrückung ist im Vergleich zur Referenz um 3 % verbessert und die Nackenzugkraft sowie das RR erzielen eine Reduktion von im Mittel 11 % und 9 %. Die Femurkraft ist in der Pf050 Sitzeinstellung deutlich erhöht, der NIJ steigt um circa 43 % und die Nackendruckkraft um 93 %. Im Mittel ist der NIJ als einziges Kriterium der HMV niedriger als der Mittelwert aller Insassenzustände. Mit dieser Betrachtung liefern die MV ohne Dynamik des Insassenzustands bei t_0 das deutlich geringere Risiko. Dazu tragen vor allem die Kriterien HIC 15, die Femurkraft und die Nackenzugkraft bei.

Tabelle 130: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände und der Mittelwert der Kriterien der HMV und MV Insassenzustände der um 50 mm vorwärts verschobenen Sitzeinstellung des H350 Dummies. (Erweiterung $n =$ normiert mit dem Wert der H350 Referenz, Erweiterung $_{avg} =$ Mittelwert)

	HIC15 $_{avg,n}$	TD $_{avg,n}$	F $_{Femur,avg,n}$	NIJ $_{avg,n}$	F $_{NT,avg,n}$	F $_{NC,avg,n}$	RR $_{avg,n}$
	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]
Mittelwert aller Insassenzustände	0.63	0.97	6.29	1.43	0.89	1.93	0.91
Mittelwert der MV Insassenzustände	0.53	0.96	5.96	1.48	0.84	1.92	0.85
Mittelwert der HMV Insassenzustände	0.75	0.99	6.68	1.37	0.94	1.94	0.98



14.4.2 Sensoranforderungen der um 50 mm vorwärts verschobenen Sitzeinstellung

Tabelle 131 bis Tabelle 135 enthalten die berechneten Mittelwerte der Verlagerung, der Relativgeschwindigkeiten und der Kopffrotation bei t_0 , bezogen jeweils auf den Mittelwert des gewählten Kriteriums. Zusätzlich sind zur besseren Einstufung der Relevanz der Ergebnisse die zwei Quartile 25 % und 75 %, berechnet aus den Ergebnissen der Insassenzustände in Tabelle 45, enthalten.

Damit ist für ein niedriges RR eine niedrige Relativgeschwindigkeit sowie eine erhöhte Kopffrotation und Vorverlagerung ausschlaggebend. Für den HIC 15 ist abzulesen, dass eine hohe Vorverlagerung, kombiniert mit einer großen Kopffrotation und einer geringeren Relativgeschwindigkeit, von Vorteil ist. Eine niedrigere Brusteingdrückung korreliert mit einer größeren Vorverlagerung sowie Relativgeschwindigkeit und einer großen Kopffrotation. Für den NIJ ist der Trend im Vergleich zu den anderen Kriterien, wie schon beim H305 Dummy diskutiert, gegenläufig. Für einen verbesserten NIJ sollte die Vorverlagerung und die Kopffrotation der Pre-Crash Phase geringgehalten werden. Die Dynamik spielt nur eine untergeordnete Rolle, eine reduzierte Dynamik kann jedoch den Vorteil verstärken. Die Relevanz zu den Sensoranforderungen ist somit bestimmt und als Information enthalten und wird weiterführend beschrieben.

Tabelle 131: 25 % und 75 % Quartile der Insassenzustandswerte des H350 Dummys zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.

	Verlagerung bei t_0 [mm]	v_{rel} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y bei t_0 [Grad]
25 % Quartil aller Insassenzustände	18.5	0.0	2.5
75 % Quartil aller Insassenzustände	121.8	0.8	16.0

Tabelle 132: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pf050 Sitzeinstellung mit dem RR bestimmt. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des RR der Insassenzustände die	RR_{avg_n}	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.83	103.9	0.1	21.0
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.00	41.9	0.9	2.6

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über das RR	HR_{Base_V}	HR_{Max_Velo}	HR_{Base_Rot}

Tabelle 133: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pf050 Sitzeinstellung mit dem HIC 15 bestimmt. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des HIC 15 der Insassenzustände die	$HIC15_{avg_n}$	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.42	136.1	0.0	27.5
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.78	37.8	0.7	3.1

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
--	-----	---------	-----------------------

Einstufung der Relevanz über den HIC	HR _{Base_V}	HR _{Max_Velo}	HR _{Base_Rot}
---	----------------------	------------------------	------------------------

Tabelle 134: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pf050 Sitzeinstellung mit der TD bestimmt. (Erweiterung _n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung _{avg} = Mittelwert)

Mittelwert der TD der Insassenzustände die	TD _{avg_n}	Verlagerung _{avg} bei t ₀ [mm]	v _{rel_avg} bei t ₀ [m/s]	Kopffrotation Y _{avg} bei t ₀ [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.95	123.2	0.7	20.5
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.00	22.6	0.2	0.1

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über die TD	HR _{Base_V}	HR _{Base_Velo}	HR _{Base_Rot}

Tabelle 135: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pf050 Sitzeinstellung mit dem NIJ bestimmt. (Erweiterung _n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung _{avg} = Mittelwert)

Mittelwert des NIJ der Insassenzustände die	NIJ _{avg_n}	Verlagerung _{avg} bei t ₀ [mm]	v _{rel_avg} bei t ₀ [m/s]	Kopffrotation Y _{avg} bei t ₀ [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.31	46.6	0.4	6.6
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.70	138.8	0.7	24.8

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über den NIJ	HR _{Max_V}	HR _{GB_Velo}	HR _{Max_Rot}

Abschließend wird für den H350 Dummy in der Pf050 Sitzeinstellung die Bewertung der für die Sensoranforderungen relevanten Punkte bestimmt. Zusammengefasst sind diese in Tabelle 136. Basierend auf der Evaluierung zuvor kann der FoV mit über dem gesamten Bereich liegend „HR_{Base_V}“ kategorisiert werden, da das RR bei größeren Vorverlagerung geringer bewertet ist. Die Dynamik kann mit „HR_{GB_Velo}“ für große Relativgeschwindigkeiten eingestuft werden. Nur die Brusteingdrückung ist weniger stark von einer hohen Dynamik abhängig und liegt verglichen mit der Referenz im Mittel in einem akzeptablen Bereich. Die Insasseneigenschaften sind hinsichtlich der Pre-Crash Phase nur für eine Verbesserung des NIJ relevant und in Summe mit „HR_{Base_Rot}“ eingestuft. Es sind aufgrund des RR nur die Baseline nahen Insassenzustände zu erfassen.

Tabelle 136: Einstufung der Sensoranforderungen der Pf050 Sitzeinstellung des H350 Dummys.

Relevanz der Sensoranforderungen für	Einstufung der Relevanz	Information zur Einstufung
Field of View (FoV)	<u>HR_{Base_V}</u> <ul style="list-style-type: none"> • Baseline • Kleine Verlagerungen bei t_0 	RR: HR _{Base_V} HIC15: HR _{Base_V} TD: HR _{Base_V} NIJ: HR _{Max_V}
Dynamik	<u>HR_{GB_Velo}</u> <ul style="list-style-type: none"> • Baseline • Hohe Relativgeschwindigkeiten bei t_0 	RR: HR _{Max_Velo} HIC15: HR _{Max_Velo} TD: HR _{Base_Velo} NIJ: HR _{GB_Velo}
Insasseneigenschaften	<u>HR_{Base_Rot}</u> <ul style="list-style-type: none"> • Baseline • Kleine Rotationen bei t_0 	RR: HR _{Base_Rot} HIC15: HR _{Base_Rot} TD: HR _{Base_Rot} NIJ: HR _{Max_Rot}

14.4.3 Analyse der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung

Die dritte Sitzeinstellung des H350 Dummys ist die Pr075 Position und die erste der zwei zur Referenz rückwärts positionierten. Abbildung 113 zeigt die Trajektorien der Insassenzustände als Kombination der Pre- und In-Crash Phase. Im Vergleich zu den zwei bereits analysierten Sitzeinstellungen fällt auf, dass sich die Kinematik für die Pre-Crash Insassenzustände mit aktivem PPT bis 1 g Bremsverzögerung im Rebound nicht mehr in Z aufwärtsbewegen, sondern weiter absinken, was auf einen bereits reduzierten Airbagkontakt hindeutet. Es betrifft somit Insassenzustände der MV sowie HMV, die eine geringe Verlagerung aufweisen. Die Baseline bei Pr075 gehört ebenfalls dazu und ist auch in dieser Sitzeinstellung derjenige Insassenzustand, der die größte Vorverlagerung aus der t_0 Position aufweist. Der rückverlagerte Insassenzustand liegt in der In-Crash Verlagerung aufgrund der weiter hinten liegenden t_0 Position etwas vor der Baseline mit knapp 600 mm. Im Vergleich dazu liegt die In-Crash Vorverlagerung des Insassenzustandes der größten MV bei circa 240 mm und liegt somit kleiner der Hälfte des Weges der maximalen Vorverlagerung im In-Crash.

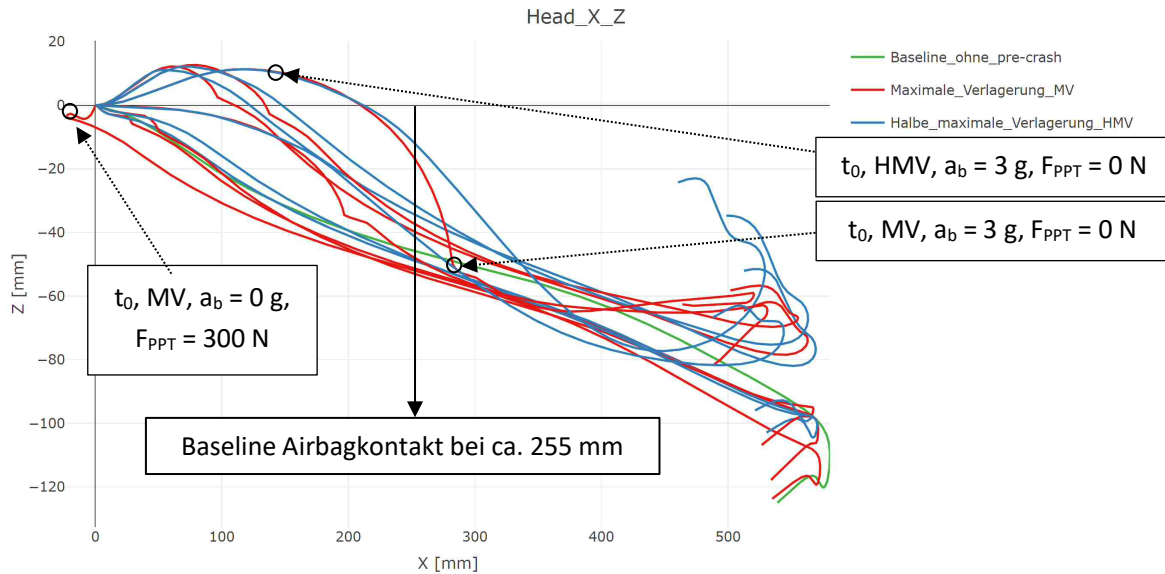


Abbildung 113: Trajektorien der ausgewählten Insassenzustände (Pre-Crash und In-Crash Phase) in X für den Kopf des H350 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung. Sieben Insassenzustände der MV und sechs Insassenzustände der HMV mit der folgenden In-Crash Phase und die Baseline ohne Pre-Crash Phase sind im Diagramm enthalten.

Der zeitliche Versatz bei Erreichen des Airbagkontakt-Wegpunktes ist in Tabelle 137 eingetragen. Alle Insassenzustände erreichen erst in der In-Crash Phase den Wegpunkt. Im Falle der MV der 3 g Phase ist dieser mit -38.8 ms jedoch sehr früh in der In-Crash Phase erreicht. Die MV und HMV Insassenzustände der 1 g Pre-Crash Phase führen mit geringstem zeitlichen Versatz zu einem früheren Erreichen des Punkts. Alle Insassenzustände der 3 g Pre-Crash Phasen weisen ebenfalls ein verfrühtes Erreichen auf. Die restlichen acht Insassenzustände überschreiten den Wegpunkt mit einer zeitlichen Verspätung, die im Fall der 0 g Pre-Crash Phase bis zu 7.9 ms betragen kann.

Tabelle 137: Zeitversatz zwischen tatsächlicher Airbag-Kontaktzeit der Standard-Sitzeinstellung und Erreichen des Wegpunkts der verlagerten Insassenzustände des H350 Dummys der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung.

Pre-Crash Parameter	H350 MV – Zeitlicher Versatz Δt_{AK-WP} [ms]	H350 HMV – Zeitlicher Versatz Δt_{AK-WP} [ms]
$a_b = 0\text{ g}, F_{PPT} = 300\text{ N}$	7.9	-
$a_b = 0.6\text{ g}, F_{PPT} = 0\text{ N}$	1.9	1.6
$a_b = 0.6\text{ g}, F_{PPT} = 300\text{ N}$	6.2	5.5
$a_b = 1\text{ g}, F_{PPT} = 0\text{ N}$	-0.6	-1.1
$a_b = 1\text{ g}, F_{PPT} = 300\text{ N}$	5.5	4.5
$a_b = 3\text{ g}, F_{PPT} = 0\text{ N}$	-38.8	-15.8
$a_b = 3\text{ g}, F_{PPT} = 300\text{ N}$	-2.9	-5.4

Tabelle 138 enthält die Relativgeschwindigkeiten in X des H350 Dummykopfes. Die Pr075 Baseline liegt bei 13.5 m/s und 2.4 m/s über der Referenz. Während sich die Unterschiede der HMV bis auf ein Delta von 5.6 m/s ausweiten, liegen die MV über das ganze mögliche Band verteilt. Die niedrigste Relativgeschwindigkeit wird mit 0.6 m/s von dem am weitest vorne liegenden Insassenzustand erreicht und steigt bis auf 13.8 m/s für den am weitesten rückverlagerten Insassenzustand (MV, $a_b = 0\text{ g}, F_{PPT} = 300\text{ N}$) an. Die minimale Relativgeschwindigkeit wird mit 5.4 m/s, ausgehend vom HMV Insassenzustand der größten Vorverlagerung, erreicht. Bezogen auf die Referenz liegen acht In-Crash Geschwindigkeiten der Pr075 Position kleiner gleich der 11.1 m/s.

Tabelle 138: Maximale Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf des H350 Dummys.

Pre-Crash Parameter	H350 MV –	H350 HMV –
	Relativgeschwindigkeit [m/s]	Relativgeschwindigkeit [m/s]
$a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	13.8	-
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	10.2	11.1
$a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	12.5	12.6
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	8.6	9.9
$a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	11.8	12.0
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	0.6	5.4
$a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	6.4	7.6

In Tabelle 139 sind die mit der Referenz normierten Kriterien und das normierte RR enthalten. Der HIC 15 liegt in der Pr075 Sitzeinstellung, bis auf die HMV der 0.6 g Pre-Crash Phase mit deaktiviertem PPT, teilweise deutlich unter dem Referenzwert (maximal um 82 % reduziert). Die Brusteingdrückung steigt im Vergleich zur Ps000 Position an, die Kritikalität unterliegt jedoch auch in der Pr075 Position nur einer geringen Schwankung (maximal +16 %). Die Femurkraft kann mit den vom PPT beeinflussten Insassenzuständen signifikant reduziert werden und liegt für alle Fälle größer einer 50 %igen Verbesserung. Die Insassenzustände ohne PPT Einfluss in der Pre-Crash Phase liegen hingegen weiterhin bei annähernd doppelt so hohen Werten. Der NIJ ist bei den Insassenzuständen im mittleren Vorverlagerungsbereich reduziert. Bei großen Vorverlagerungen kann er jedoch stark erhöht sein. Ebenfalls der rückverlagerte Insassenzustand erreicht einen um 47 % erhöhten NIJ. Die Nackenzugkraft folgt keinem Muster, ebenso wenig wie die Nackendruckkraft. Beide erreichen maximale Werte größer dem Faktor Zwei im Vergleich zur Referenz. Es stellen sich jedoch auch um bis zu 65 % reduzierte Werte ein. Das RR ist für den rückverlagerten Insassenzustand am größten und nimmt den geringsten Wert bei größeren Vorverlagerungen ein. Da die Ausreißer des NIJ und der Nackenkräfte keinen gravierenden Einfluss auf das RR ausüben, werden die Hauptgrößen der Pr075 Sitzeinstellung auf den HIC 15 und die Brusteingdrückung zurückgeführt werden. Vor allem die Brusteingdrückung gewinnt an Bedeutung. Erst bei sehr niedrigen HIC 15 Werten kann der NIJ Wert das RR, gemeinsam mit der Brusteingdrückung, wieder stärker beeinflussen.

Tabelle 139: Kriterienwerte der verlagerten Insassenzustände bei t_0 (MV und HMV), normiert mit den Ergebnissen der H350 Referenz in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) inklusive des Referenz-Lastfalls und der Baseline der Sitzeinstellung. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz)

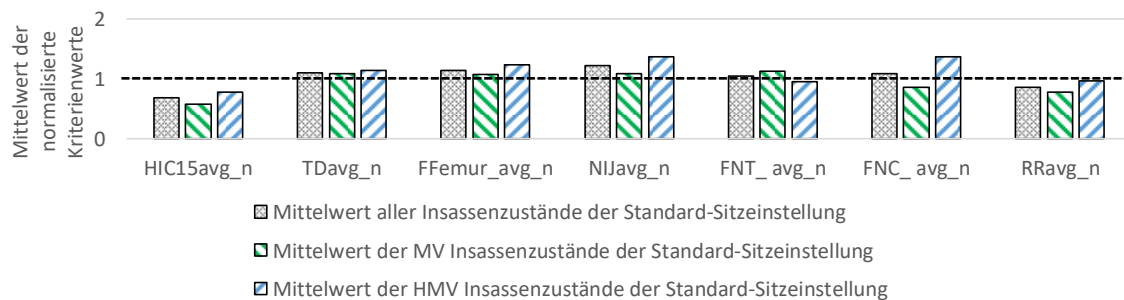
Pre-Crash Parameter	Normiertes Verletzungsrisiko						
	HIC15 _n [-]	TD _n [-]	F _{Femur_n} [-]	NIJ _n [-]	F _{NT_n} [-]	F _{NC_n} [-]	RR _n [-]
Referenz, $a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
Baseline Pr075	0.90	1.06	0.38	1.63	1.50	0.70	1.03
MV, $a_b = 0 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	0.90	1.11	0.47	1.47	2.04	0.54	1.03
MV, $a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	0.76	1.08	1.94	0.98	0.74	0.72	0.83
MV, $a_b = 0.6 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	0.71	1.11	0.39	0.86	1.68	0.35	0.78
MV, $a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	0.62	1.09	2.09	0.91	0.59	0.91	0.73
MV, $a_b = 1 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	0.65	1.07	0.13	0.92	1.25	0.54	0.72
MV, $a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 0 \text{ N}$	0.18	1.04	2.08	1.72	0.91	2.14	0.74
MV, $a_b = 3 \text{ g}, F_{\text{PPT}} = 300 \text{ N}$	0.25	1.05	0.39	0.77	0.65	0.75	0.56

HMV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	1.03	1.13	2.26	1.35	0.85	0.82	1.18
HMV, $a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.80	1.15	0.36	1.28	1.15	0.53	0.93
HMV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.93	1.16	2.26	1.15	0.64	1.02	1.06
HMV, $a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.81	1.10	0.14	1.17	0.79	0.69	0.90
HMV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	0.57	1.12	1.95	1.76	1.30	2.69	0.87
HMV, $a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	0.56	1.15	0.38	1.53	0.95	2.39	0.83

In Tabelle 140 ist zur erkennen, dass in der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellungen bereits fünf Kriterien-Mittelwerte der Insassenzustände über der Referenz liegen. Trotzdem bleibt das RR im Mittel um 14 % verbessert. Gründe dafür sind die ausgeglicheneren Ergebnisse der In-Crash Phasen und die tendenziell geringere Abweichung der Mittelwerte sowie der stark reduzierte HIC 15 mit dem größten Einfluss auf das RR. Für die Pr075 Position ergibt die mittlere Abweichung der MV einen bis auf die Nackenzugkraft geringeren Wert als für die HMV, die zusätzlich von der Dynamik geprägt ist. Die erhöhten Nackenzugkräfte der Insassenzustände sind auf die ungünstigere Kopffrotation bei t_0 und den reduzierten Airbagkontakt zurückzuführen. Das RR liegt bei den MV Insassenzuständen im Mittel deutlich unter dem der HMV. Der geringste Unterschied bleibt, wie in den anderen Sitzeinstellungen beschrieben, bei der Brusteingdrückung.

Tabelle 140: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände und der Mittelwert der Kriterien der HMV und MV Insassenzustände der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung des H350 Dummies. (Erweiterung $n =$ normiert mit dem Wert der H350 Referenz, Erweiterung $_{avg} =$ Mittelwert)

	HIC15 $_{avg,n}$	TD $_{avg,n}$	F $_{Femur,avg,n}$	NIJ $_{avg,n}$	F $_{NT,avg,n}$	F $_{NC,avg,n}$	RR $_{avg,n}$
	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]
Mittelwert aller Insassenzustände	0.68	1.10	1.14	1.22	1.04	1.08	0.86
Mittelwert der MV Insassenzustände	0.58	1.08	1.07	1.09	1.12	0.85	0.77
Mittelwert der HMV Insassenzustände	0.78	1.14	1.23	1.37	0.95	1.36	0.96



14.4.4 Sensoranforderungen der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung

Bevor die Kriterien zur Sensoranforderungen erstellt werden, ist zuerst die Zuteilung der Insassenzustandsgrößen zu den Kriterien von Interesse. Tabelle 141 bis

Tabelle 145 enthalten die notwendigen Informationen zur Beurteilung. Zusätzlich sind zur besseren Einstufung der Relevanz der Ergebnisse die zwei Quartile 25 % und 75 %, berechnet aus den Ergebnissen der Insassenzustände in Tabelle 47, enthalten.

Für das RR gilt die gleiche Beurteilung wie schon in der Ps000 Position. Größere Vorverlagerungen, reduzierte Dynamik und größere Kopffrotationen führen in den untersuchten Fällen zu einem besseren RR, das im Mittel 26 % unter der Referenz liegt. Der HIC 15 ist bis auf eine gegenteilige Dynamikbewertung

ähnlich dem RR und geringer bei größeren t_0 Vorverlagerungen und Kopfrotationen. Die Brusteingdrückung ist im Trend ident mit der Bewertung des RR, die Erkennung der Dynamik gewinnt für eine Reduktion der Brusteingdrückung jedoch etwas mehr an Bedeutung. Der NIJ erfährt den stärksten Einfluss auf die Dynamik des Insassenzustandes und ist bei niedrigeren Relativgeschwindigkeiten in der Pre-Crash Phase geringer. Vorverlagerung sowie Kopfrotation stellen sich als eher ausgeglichene Größen dar, woraus keine eindeutige Präferenz gezogen kann und somit mit hoher Relevanz bewertet werden muss.

Tabelle 141: 25 % und 75 % Quartile der Insassenzustandswerte des H350 Dummys zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.

	Verlagerung bei t_0 [mm]	v_{rel} bei t_0 [m/s]	Kopfrotation Y bei t_0 [Grad]
25 % Quartil aller Insassenzustände	21.9	0.0	2.4
75 % Quartil aller Insassenzustände	137.4	0.8	16.5

Tabelle 142: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung mit dem RR bestimmt. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des RR der Insassenzustände die	RR_{avg_n}	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopfrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.76	128.1	0.6	21.2
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.02	21.9	0.4	1.1

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über das RR	HR_{Base_V}	HR_{GB_Velo}	HR_{Base_Rot}

Tabelle 143: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung mit dem HIC 15 bestimmt. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des HIC 15 der Insassenzustände die	$HIC15_{avg_n}$	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopfrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.47	150.2	0.8	24.7
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.85	31.8	0.3	3.5

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über den HIC	HR_{Base_V}	HR_{Base_Velo}	HR_{Base_Rot}

Tabelle 144: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung mit der TD bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert der TD der Insassenzustände die	TD_{avg_n}	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.07	126.3	0.0	24.6
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.13	49.7	0.9	3.6

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über die TD	HR _{Base_V}	HR _{Max_Velo}	HR _{Base_Rot}

Tabelle 145: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung mit dem NIJ bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des NIJ der Insassenzustände die	NIJ_{avg_n}	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.97	85.3	0.2	15.0
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.53	79.8	0.8	10.2

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über den NIJ	HR _{GB_V}	HR _{Max_Velo}	HR _{GB_Rot}

Die Pr075 Sitzeinstellung wird mit der Einstufung der Sensoranforderungen in Tabelle 146 abgeschlossen. Die bewerteten Teilergebnisse werden für die Relevanz der Sitzeinstellung Pr075 zusammengeführt. Damit stellt sich für den FoV ein „HR_{Base_V}“, für die Dynamik ein „HR_{GB_Velo}“ über den gesamten Bereich und für die Insasseneigenschaften wiederum ein „HR_{Base_Rot}“ ein. Da das RR im Mittel deutlich unter der Referenz liegt, ist schlussendlich die Erfassung der Baseline von größtem Interesse. Soll das Risiko weiter minimiert werden, muss vor allem die Relativgeschwindigkeit über den gesamten Bereich berechnet werden können.

Tabelle 146: Einstufung der Sensoranforderungen der Pr075 Sitzeinstellung des H350 Dummys.

Relevanz der Sensoranforderungen für	Einstufung der Relevanz	Information zur Einstufung
Field of View (FoV)	<p><u>HR_{Base_V}</u></p> <ul style="list-style-type: none"> Baseline Kleine Verlagerungen bei t_0 	<p>RR: HR_{Base_V}</p> <p>HIC15: HR_{Base_V}</p> <p>TD: HR_{Base_V}</p> <p>NIJ: HR_{GB_V}</p>

Dynamik	<u>HR_{GB_Velo}</u>	RR: HR _{GB_Velo}
	<ul style="list-style-type: none"> • Gesamter Bereich der Relativgeschwindigkeiten bei t_0 	HIC15: HR _{Base_Velo} TD: HR _{Max_Velo} NIJ: HR _{Max_Velo}
Insasseneigenschaften	<u>HR_{Base_Rot}</u>	RR: HR _{Base_Rot}
	<ul style="list-style-type: none"> • Baseline • Kleine Rotationen bei t_0 	HIC15: HR _{Base_Rot} TD: HR _{Base_Rot} NIJ: HR _{GB_Rot}

14.4.5 Analyse der um 150 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung

Die letzte Sitzposition des H350 Dummies ist die um 150 mm nach hinten verschobene. Abbildung 114 zeigt die Trajektorien des Dummy-Kopfes in X über Z. Wie schon in der Pr075 Position zu erkennen war, gibt es im Vergleich zu den nahe der Instrumententafel sitzenden Dummies eine Änderung der Kinematik. In der Pr150 Position ist der Airbagkontakt soweit reduziert, dass alle Gruppen (Baseline, MV und HMV) mit Ausnahme der 3 g ohne PPT Insassenzustände sich in Z nach unten bewegen und keine Aufwärtsbewegung in der In-Crash Phase vollziehen. Die zwei Ausnahmen steigen vor der maximalen In-Crash Vorverlagerung wieder an, im Rebound senken sie sich jedoch wie alle weiteren ab. Die Baseline erzielt wie in der Pr075 Position den am weitest vorne liegenden Zustand der Trajektorie, der rückverlagerte Insassenzustand weist jedoch die längste In-Crash Trajektorie in X auf und liegt bei circa 665 mm. Die kürzeste In-Crash Vorverlagerung wird von der größten MV erreicht und spannt einen Weg von 278 mm auf. In Z liegt das Maximum bei 227 mm, das Minimum bei knapp 90 mm.

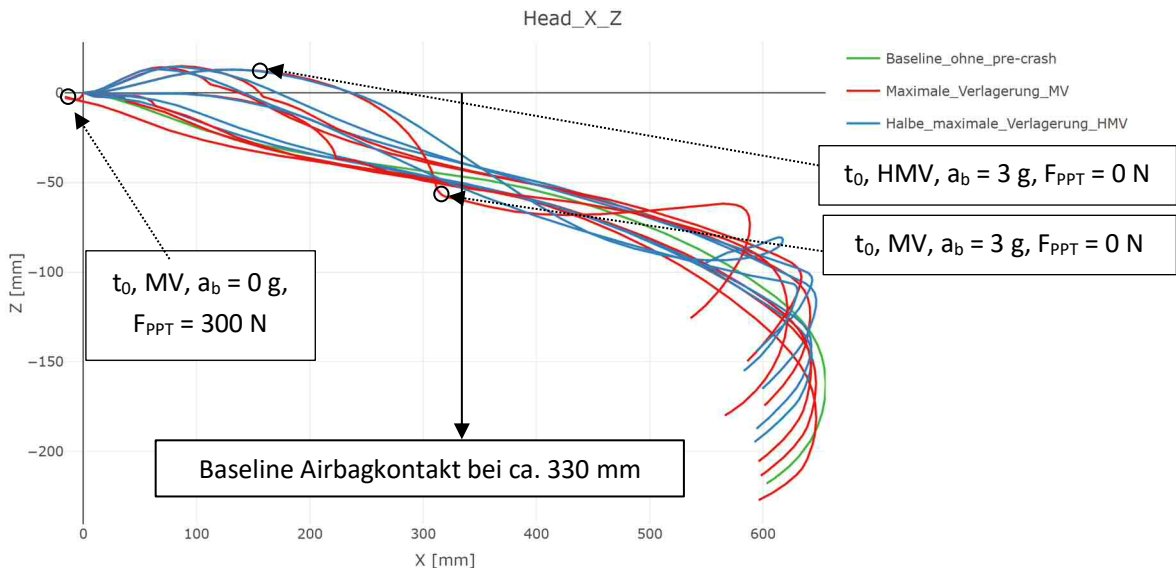


Abbildung 114: Trajektorien der ausgewählten Insassenzustände (Pre-Crash und In-Crash Phase) in X für den Kopf des H350 Dummies in der Pr150 Sitzeinstellung. Sieben Insassenzustände der MV und sechs Insassenzustände der HMV mit der folgenden In-Crash Phase und die Baseline ohne Pre-Crash Phase sind im Diagramm enthalten.

In Tabelle 147 sind die zeitlichen Abweichungen bei Erreichen des Airbagkontakt-Wegpunktes angeführt. Zwei Insassenzustände aus der 3 g Pre-Crash Phase liegen mit einem Delta von circa 8 ms zeitlich vor der Referenz. Alle weiteren Insassenzustände erreichen diesen Punkt im In-Crash erst verspätet, im Fall der rückverlagerten Position um 12.1 ms. Bei der 3 g Pre-Crash Phase mit aktivem PPT und HMV ist der zeitliche Versatz mit 0.1 ms verschwindend gering. Aus diesem Insassenzustand erfolgt die Airbag-Ankopplung zur fast gleichen Zeit wie aus der Referenz, jedoch mit einer signifikant abweichenden Körperhaltung.

Auffallend ist wieder eine relativ gute Übereinstimmung der zeitlichen Abweichungen bei MV und HMV. Die annähernd maximale Dynamik in der Pre-Crash Phase erreicht den Airbagkontakt-Wegpunkt zur gleichen Zeit wie der um die doppelte X-Verlagerung weiter vorne liegende Insassenzustand bei t_0 , weist jedoch in allen Fällen eine höhere Relativgeschwindigkeit auf.

Tabelle 147: Zeitversatz zwischen tatsächlicher Airbag-Kontaktzeit der Standard-Sitzeinstellung und Erreichen des Wegpunkts der verlagerten Insassenzustände des H350 Dummies der um 150 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung.

Pre-Crash Parameter	H350 MV – Zeitlicher Versatz Δt_{AK-WP} [ms]	H350 HMV – Zeitlicher Versatz Δt_{AK-WP} [ms]
$a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	12.1	-
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	6.7	6.3
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	10.5	9.9
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	4.6	3.8
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	9.9	8.8
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	-8.3	-7.9
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	3.3	0.1

Tabelle 148 enthält die zugehörigen Relativgeschwindigkeiten der Insassenzustände der Pr150 Sitzeinstellung. Die Baseline bei Pr150 erreicht den Wegpunkt um 1.1 ms früher als die rückverlagerte Position im In-Crash, die Relativgeschwindigkeit ist in dieser Position jedoch ident und mit 14.7 m/s um 3.6 m/s größer als die Referenz. In Summe weisen acht Insassenzustände eine größere Relativgeschwindigkeit auf. Nur die fünf größten Vorverlagerungen liegen unter der Referenz und mit 3.4 m/s für die größte MV auch unter der Relativgeschwindigkeit der Pf050 Baseline ($v_{\text{relativ_Baseline_Pf050}} = 9.0 \text{ m/s}$).

Für die HMV sind es noch 5.9 m/s. Die Insassenzustände der 1 g Pre-Crash Phase liegen aus der Pr150 Position kommend der Referenz am nächsten. Die Dynamik des In-Crashes bis zum Airbagkontakt-Wegpunkt nimmt mit einer weiter nach hinten verschobenen Sitzeinstellung zu und ist im Vergleich zu den Insassenzuständen im Mittel um circa 50 % erhöht.

Tabelle 148: Maximale Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf des H350 Dummies.

Pre-Crash Parameter	H350 MV – Relativgeschwindigkeit [m/s]	H350 HMV – Relativgeschwindigkeit [m/s]
$a_b = 0 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	14.7	-
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	12.1	13.0
$a_b = 0.6 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	13.6	13.8
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	10.7	11.9
$a_b = 1 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	13.0	13.4
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 0 \text{ N}$	3.4	7.1
$a_b = 3 \text{ g}$, $F_{PPT} = 300 \text{ N}$	8.8	9.8

Tabelle 149 beinhaltet die normierten Kriterien und das normierte RR der Pr150 Sitzeinstellung. Der HIC 15 ist im Vergleich zur Referenz deutlich geringer und nimmt mit größeren Vorverlagerungen stark ab und ist im besten Fall um circa 83 % reduziert. Die Brusteingdrückung steigt aufgrund des nochmals reduzierten Airbagkontakts weiter an und liegt relativ stabil mit Abweichungen zwischen 8 % bis 30 % über der Referenz. Die Femurkraft wird in den meisten Fällen reduziert, liegt für größere Vorverlagerungen deutlich niedriger als für der Pr150 Baseline naheliegenden Initialzustände, die ähnlich der Referenz sind. Für den NIJ ist für

die MV abzulesen, dass eine Reduktion zu größeren Vorverlagerung auftritt. Für die HMV Insassenzustände liegt der NIJ bis auf den der 3 g Pre-Crash Phase mit aktivem PPT auf einem ähnlich hohen Niveau (circa 50 % über der Referenz). Die Nackenzugkraft zeigt ein ähnliches Bild wie der NIJ, für die HMV und MV Insassenzustände. Die Nackendruckkraft verhält sich fast gegengleich zur Nackenzugkraft und ist bei größeren Vorverlagerungen der MV und HMV erhöht. Die Minima werden mit aktivem PPT in der Pre-Crash Phase erreicht. Das RR als Gesamtergebnis zeigt eine deutliche Absenkung zu größeren Vorverlagerungen in der Pre-Crash Phase, was sich für die MV Insassenzustände wesentlich stärker ausprägt. Sind es für die MV Insassenzustände der größten Vorverlagerungen 37 % erreichen diese bei den HMV nur mehr maximal 15 %.

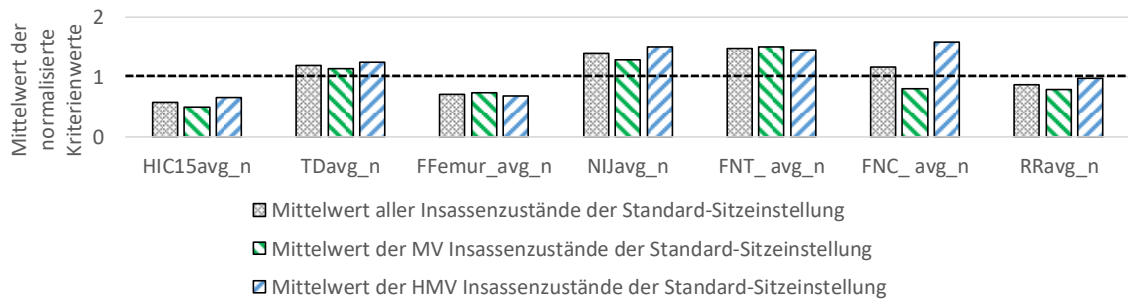
Tabelle 149: Kriterienwerte der verlagerten Insassenzustände bei t_0 (MV und HMV), normiert mit den Ergebnissen der H350 Referenz in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) inklusive des Referenz-Lastfalls und der Baseline der Sitzeinstellung. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz)

Pre-Crash Parameter	Normiertes Verletzungsrisiko						
	HIC15 _n [-]	TD _n [-]	F _{Femur_n} [-]	NIJ _n [-]	F _{NT_n} [-]	F _{NC_n} [-]	RR _n [-]
Referenz, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 0$ N	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
Baseline Pr150	0.83	1.09	0.88	2.04	2.22	0.80	1.08
MV, $a_b = 0$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.77	1.11	1.06	1.94	2.50	0.94	1.03
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.55	1.19	0.73	1.23	1.28	0.75	0.81
MV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.61	1.14	1.09	1.60	1.80	0.70	0.87
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.48	1.17	0.60	1.15	0.87	0.91	0.75
MV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.64	1.13	0.92	1.29	1.88	0.49	0.82
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.17	1.08	0.38	1.05	1.00	1.37	0.62
MV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.25	1.15	0.38	0.75	1.14	0.42	0.63
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.75	1.30	0.80	1.52	1.46	1.01	1.09
HMV, $a_b = 0.6$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.78	1.18	0.96	1.68	1.75	0.72	1.03
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.73	1.25	0.64	1.46	1.26	1.59	1.01
HMV, $a_b = 1$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.65	1.22	1.12	1.57	1.89	0.71	0.95
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 0$ N	0.48	1.21	0.32	1.62	1.37	3.19	0.87
HMV, $a_b = 3$ g, $F_{PPT} = 300$ N	0.52	1.26	0.25	1.17	0.97	2.27	0.85

Der Mittelwert der Einzelbeurteilungen und die Mittelwerte der MV und HMV Insassenzustände sind in Tabelle 150 enthalten. Von den Mittelwerten aller Insassenzustände liegen vier über der Referenz. Die Femurkraft wird bei Sitzverschiebungen, die sich von der Instrumententafel entfernen, sukzessive reduziert und liegt im Mittel bei 29 % unter der Referenz. Im Vergleich zur Pr075 Sitzeinstellung sind für die Pr150 Insassenzustände der NIJ, die Nackenzugkraft und die Brusteingdrückung signifikant angestiegen. Nur der Mittelwert des NIJ der Pf050 Insassenzustände liegt über dem NIJ der Pr150 Sitzeinstellung. Die Abweichung der Mittelwerte der MV und HMV zeigt, dass das Risiko der MV Insassenzustände im Mittel um circa 20 % unter dem der von der Dynamik geprägten HMV liegt. Die erhöhten Mittelwerte der MV Insassenzustände für die Femurkraft und die Nackenzugkraft sind die Kriterien mit der geringsten Abweichung der Bewertungsgrößen und beeinflussen das Ergebnis der Kritikalität der Pr150 Insassenzustände weit weniger als der HIC, der NIJ und die Brusteingdrückung.

Tabelle 150: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände und der Mittelwert der Kriterien der HMV und MV Insassenzustände der um 150 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung des H350 Dummies. (Erweiterung_n = normiert mit dem Wert der H350 Referenz, Erweiterung_{avg} = Mittelwert)

		HIC15 _{avg_n} [-]	TD _{avg_n} [-]	F _{Femur_avg_n} [-]	NIJ _{avg_n} [-]	F _{NT_avg_n} [-]	F _{NC_avg_n} [-]	RR _{avg_n} [-]
Mittelwert aller Insassenzustände	aller	0.57	1.19	0.71	1.39	1.47	1.16	0.87
Mittelwert der Insassenzustände	MV	0.50	1.14	0.74	1.29	1.50	0.80	0.79
Mittelwert der Insassenzustände	HMV	0.65	1.24	0.68	1.50	1.45	1.58	0.97



14.4.6 Sensoranforderungen der um 150 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung

Tabelle 152 bis Tabelle 155 enthalten die Mittelwerte der Insassenzustände kleiner gleich dem Mittelwert der ausgewählten Bewertungsgrößen. Zusätzlich sind zur besseren Einstufung der Relevanz der Ergebnisse die zwei Quartile 25 % und 75 %, berechnet aus den Ergebnissen der Insassenzustände in Tabelle 48, enthalten.

Die Relevanz zur Bewertung der Kriterien der Sensoranforderungen ist jeweils in der letzten Zeile enthalten. Für das RR ist eine geringe Verlagerung negativ zu bewerten, die Relativgeschwindigkeit ist für alle Verletzungsrisikos ähnlich verteilt und eine geringe Kopfrotation erhöht wiederum das Risiko. Der HIC 15 ist im Mittel am geringsten bei einer großen Vorverlagerung, erhöhten Relativgeschwindigkeit und großen Kopfrotation. Im Falle der Brusteingdrückung nimmt die Vorverlagerung keine größere Rolle ein, die Relativgeschwindigkeit zeigt eine Zunahme bei einer höheren Dynamik. Der NIJ erhöht sich bei einer niedrigeren Vorverlagerung, leicht erhöhten Dynamik und geringen Kopfrotationen.

Tabelle 151: 25 % und 75 % Quartile der Insassenzustandswerte des H350 Dummies zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.

	Verlagerung bei t ₀ [mm]	v _{rel} bei t ₀ [m/s]	Kopfrotation Y bei t ₀ [Grad]
25 % Quartil aller Insassenzustände	28.1	0.0	2.9
75 % Quartil aller Insassenzustände	156.1	0.9	18.8

Tabelle 152: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummies in der Pr075 Sitzeinstellung mit dem RR bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des RR der Insassenzustände die	RR_{avg_n}	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.78	146.1	0.6	23.1
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.03	27.9	0.5	1.6
		FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über das RR		HR _{Base_V}	HR _{GB_Velo}	HR _{Base_Rot}

Tabelle 153: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummies in der Pr150 Sitzeinstellung mit dem HIC 15 bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des HIC 15 der Insassenzustände die	$HIC15_{avg_n}$	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.41	178.1	0.9	27.1
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	0.72	33.5	0.4	4.0
		FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über den HIC		HR _{Base_V}	HR _{Base_Velo}	HR _{Base_Rot}

Tabelle 154: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummies in der Pr150 Sitzeinstellung mit der TD bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert der TD der Insassenzustände die	TD_{avg_n}	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.13	110.6	0.0	21.4
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.23	80.3	1.1	6.4
		FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über die TD		HR _{GB_V}	HR _{Max_Velo}	HR _{Base_Rot}

Tabelle 155: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände der Pr150 Sitzeinstellung mit dem NIJ bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)

Mittelwert des NIJ der Insassenzustände die	$NIJ_{avg,n}$	Verlagerung $_{avg}$ bei t_0 [mm]	v_{rel_avg} bei t_0 [m/s]	Kopffrotation Y_{avg} bei t_0 [Grad]
unter und gleich dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.11	162.6	0.4	28.4
über dem Mittelwert des NIJ aller Insassenzustände liegen	1.68	45.1	0.7	3.0

	FoV	Dynamik	Insasseneigenschaften
Einstufung der Relevanz über den NIJ	HR_{Base_V}	HR_{GB_Velo}	HR_{Base_Rot}

Abschließend können die Bewertungen der Sensoranforderungen in Tabelle 156 zusammengefasst werden. Die Relevanz des FoV wird in der Pr150 mit „ HR_{Base_V} “ eingestuft, die Vorverlagerungen des Dummies sind nicht ausschlaggebend für erhöhte Risikowerte. Die Dynamik der Insassenzustände ist mit „ HR_{GB_Velo} “ bewertet und hat den größten Einfluss auf die Brusteingdrückung und den NIJ über den gesamten Bereich, womit auch das RR geringfügig erhöht ist. Die Insasseneigenschaften sowie der FoV nehmen eine untergeordnete Rolle für die Sensoranforderungen ein. Eine Abweichung zur initialen Baseline Position stellt im Mittel in keinem Fall eine Verschlechterung des Ergebnisses dar.

Tabelle 156: Einstufung der Sensoranforderungen der Pr150 Sitzeinstellung des H305 Dummies

Relevanz der Sensoranforderungen für	Einstufung der Relevanz	Information zur Einstufung
Field of View (FoV)	<p><u>HR_{Base_V}</u></p> <ul style="list-style-type: none"> • Baseline • Kleine Verlagerungen bei t_0 	<p>RR: HR_{Base_V}</p> <p>HIC15: HR_{Base_V}</p> <p>TD: HR_{GB_V}</p> <p>NIJ: HR_{Base_V}</p>
Dynamik	<p><u>HR_{GB_Velo}</u></p> <ul style="list-style-type: none"> • Gesamter Bereich der Relativgeschwindigkeiten bei t_0 	<p>RR: HR_{GB_Velo}</p> <p>HIC15: HR_{Base_Velo}</p> <p>TD: HR_{Max_Velo}</p> <p>NIJ: HR_{GB_Velo}</p>
Insasseneigenschaften	<p><u>HR_{Base_Rot}</u></p> <ul style="list-style-type: none"> • Baseline • Kleine Rotationen bei t_0 	<p>RR: HR_{Base_Rot}</p> <p>HIC15: HR_{Base_Rot}</p> <p>TD: HR_{Base_Rot}</p> <p>NIJ: HR_{Base_Rot}</p>

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Pre-Crash und In-Crash Phase mit dem Insassenzustand bei t_0 als Übergabedefinition und der zugehörigen Einflussgrößen.....	5
Abbildung 2: Der Kritikalitätsraum als Lösungsansatz [Luttenberger et al. (2018)].....	31
Abbildung 3: Die Anforderungsanalyse zur Ableitung der Spezifikationen der Innenraumsensorik benötigt die Kritikalität des Insassenzustands bei t_0 und die RHS Parameter als Eingangsgrößen.	31
Abbildung 4: Finite Elemente Modell des H305 Dummys.....	34
Abbildung 5: H350 Dummy [ATD (2018)].....	35
Abbildung 6: USNCAP Pulsform, 56 km/h gegen eine starre Wand, normiert mit der maximalen Beschleunigung.	36
Abbildung 7: Ein beispielhaftes Basissignal und ein modifizierter Verlauf	38
Abbildung 8: Generisches Insassenmodell mit dem positionierten H305 und H350 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000).	40
Abbildung 9: Definition des globalen Koordinatensystems des generischen Insassenmodells.	40
Abbildung 10: Funktionalitäten des generischen Innenraummodells und Kraft-Messstellen am Gurtband.....	41
Abbildung 11: Generische Positionen der Insassen (H350 und H305 Dummy) im Innenraummodell. Die Standard-Sitzeinstellung (Ps000) des H305 liegt dabei um circa 118 mm vor der Standard-Sitzeinstellung des H350 Dummys.	44
Abbildung 12: Schematische Darstellung der Positionen der Dummys (Orange=H305; Blau=H350) im generischen Sitzverstellfeld. Ps000 beschreibt die Standardposition der Sitzeinstellung.	44
Abbildung 13: Geführte Bewegung des Insassenmodells in der gekoppelten Pre- und In-Crash Rechnung basierend auf den Daten der Pre-Crash Untersuchung bis zu t_0 gefolgt von der In-Crash Phase.....	46
Abbildung 14: Vorgehensweise zur Entwicklung der notwendigen Teilbereiche des Kritikalitätsraumes	46
Abbildung 15: Vorverlagerungen von Kopf, Thorax und Pelvis für eine Pre-Crash Phase mit 1 g Bremsverzögerung und einer PPT Kraft von 0 N.....	48
Abbildung 16: Kraftverläufe des Schulter- und Beckengurts für 1 g Bremsverzögerung und einer PPT Kraft von 0 N	49
Abbildung 17: Globale X- und Z-Geschwindigkeit des H350 Dummys in der gekoppelten Berechnung für 1 g Bremsverzögerung und einer PPT Kraft von 0 N in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000).....	50
Abbildung 18: Kriterien-Werte einer Simulation mit vorgelagerter Pre-Crash Phase im Vergleich zu der Baseline ohne Pre-Crash in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000).	50
Abbildung 19: Schematischer Aufbau der Zwangsführung eines Starrkörpers der H3 Dummys.....	52
Abbildung 20: Beispiel der Zwangsführung eines Starrkörpers (Thorax-Spine Box) des H350 Dummys.....	53
Abbildung 21: Skalierungsfunktion zur zeitlichen Kürzung der Pre-Crash Phase. v_r als Basisdaten liegt konstant bei einem $v_{sca} = 1$ und endet in der Darstellung bei 200 ms. Die skalierte Funktion v_s endet bei 84 ms und wird auf ein $v_{sca} = 4$ beschleunigt und wieder auf $v_{sca} = 1$ verzögert. Der Input für die Beschleunigungsphase, Verzögerungsphase und Nachlaufphase ist in gleicher Reihenfolge: 10 ms, 40 ms und 30 ms.....	54
Abbildung 22: Beispiel zur Unterteilung der originalen Funktion (rechts) in die Skalierungsfunktion mit Stützstellen (links) für die beschleunigte Pre-Crash Phase mit den zeitlichen Parametern aus Tabelle 21.....	56
Abbildung 23: Finale berechnete Skalierungsfunktion mit gekürztem Zeitsignal ($v_{sca} = 4$).....	56
Abbildung 24: Geführte Bewegung des Insassenmodells in der gekoppelten Pre- und In-Crash Rechnung basierend auf den Daten der Pre-Crash Untersuchung bis zu t_0 gefolgt von der In-Crash Phase.....	58
Abbildung 25: Maximale/minimale Verlagerung (MV) und halbe maximale/minimale Verlagerung (HMV) am Beispiel einer Trajektorie.	59
Abbildung 26: Verlagerung des Kopfes in Z über X für den H350 Dummy in der 1 g Pre-Crash Phase ohne PPT mit einer maximalen Simulationsdauer von 300 ms.....	59

Abbildung 27: Zeitlicher Ausschnitt der Relativgeschwindigkeit in X nahe dem Maximum für den H350 Dummy in der 1 g Pre-Crash Phase ohne PPT mit einer maximalen Simulationsdauer von 300 ms.....	60
Abbildung 28: Zeitliche Verkürzung der Pre-Crash Phase (Verkürzung der Simulationszeit) zur Baseline mit unterschiedlichen Zeitwerten	61
Abbildung 29: Relativer Fehler der geometrischen Abweichung am Ende der zwangsgeführten Bewegung, als Ergebnis unterschiedlicher Parameter für die geführte Pre-Crash Phase.....	62
Abbildung 30: Abweichung der Gurtkräfte und der Brusteindrückung der Parametervariationen bei t_0 zur ungekürzten Baseline bei der maximalen Vorverlagerung (211 ms Pre-Crash = t_0 -Insassenzustand).....	63
Abbildung 31: Einfluss der geführten Pre-Crash Abweichungen zum Übergabezeitpunkt und für die In-Crash Phase.....	63
Abbildung 32: Abweichung der Parametervariationen zur ungekürzten Baseline bei der halben maximalen/minimalen Verlagerung (115 ms Pre-Crash = Insassenzustand bei t_0).....	65
Abbildung 33: Abweichung der Parametervariationen zur ungekürzten Baseline bei der halben maximalen/minimalen Vorverlagerung (120 ms Pre-Crash = Insassenzustand bei t_0)	65
Abbildung 34: Brusteindrückung bis zu t_0	66
Abbildung 35: Validierung der beschleunigten Pre-Crash Phase gekoppelt mit der In-Crash Phase. Abweichung der mit der Baseline normierten Kriterien zur Baseline.....	67
Abbildung 36: Validierung der kombinierten Pre- und In-Crash Phase, Abweichung der mit der Baseline normierten AIS-Wahrscheinlichkeiten zur Baseline.....	68
Abbildung 37: Schlechtestes Einzelergebnis (Extensionsmoment des Nacken) der Plausibilisierung der Pr150 Sitzeinstellung aus dem Lastfall mit einer Pre-Crash Phase mit $a_b = 3$ g und $F_{PPT} = 450$ N, ermittelt nach dem ISO Rating	72
Abbildung 38: Schlechteste Einzelbewertung Standard-Sitzeinstellung (Ps000) einer Pre-Crash Phase mit $a_b = 3$ g und $F_{PPT} = 450$ N für die rechte Femurkraft, ermittelt nach dem ISO Rating	73
Abbildung 39: Abweichung der Verletzungswahrscheinlichkeiten (AIS Risiko) des USNCAP der $v_{sca} = 4$ Plausibilisierungs-Simulationen bezogen auf die Baselinevarianten ohne geführte Pre-Crash Phase.	74
Abbildung 40: Abweichung des RR der jeweiligen kombinierten Pre-In-Crash Simulationen bezogen auf die entsprechende Baselinevarianten ohne geführte Pre-Crash Phase.....	74
Abbildung 41: Potentialbestimmung im Kritikalitätsraum durch ausgewählte Optimierungen zur Ableitung von Sensoranforderungen.	75
Abbildung 42: Einstufung der Relevanz des Field of View am Beispiel einer Sitzeinstellung.....	79
Abbildung 43: Schematische Darstellung für die Berechnung der Werte zur Einstufung der Relevanz.	80
Abbildung 44: Vorgehensweise für die Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen einer Sitzeinstellung.	81
Abbildung 45: Auswahl der Insassenzustände bei t_0 als Basis für die gekoppelte Pre- und In-Crash Rechnung zur Bestimmung der Kritikalität der Insassenzustände.....	83
Abbildung 46: Zeitlicher Verlauf der PPT Kraft und der Bremsverzögerung in der Pre-Crash Phase, beispielsweise für $a_b = 1$ g und $F_{PPT} = 300$ N.	84
Abbildung 47: Verlagerung des Kopfes, des Thorax und des Pelvis für den H305 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) in 300 ms Pre-Crash.	86
Abbildung 48: Darstellung der X-Z Trajektorien des H305 Kopfes, Thorax und Pelvis im Flächenmodell des generischen Innenraummodells bis zu den ersten Extrema der Verlagerung in X-Richtung in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) mit dem voll entfalteten Airbagmodell (Radiuszeichnung des Kreissegments in 100 mm Schritten).....	87
Abbildung 49: Schultergurt-Kraftverläufe in der Pre-Crash Phase für den H305 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Gruppierung nach unterschiedlichen Bremsverzögerungen für zwei F_{PPT} Niveaus.	90
Abbildung 50: Der Aufenthaltsraum und die Insassenzustände bei t_0 im Kritikalitätsraum	91

Abbildung 51: Vergleich des Zeitpunkts der halben maximalen/minimalen Verlagerung und dem Zeitpunkt der maximalen Relativgeschwindigkeit in der Standard-Sitzeinstellung für alle sieben Pre-Crash Phasen.	92
Abbildung 52: Insassenzustände des H305 Dummys, bezogen auf die Kopfposition bei t_0 in der Fahrzeuglängsachse (X) des H350 Referenz-Lastfalls in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000).	93
Abbildung 53: Verlagerung des Dummy-Kopfes für die ausgewählten Pre-Crash Manöver in der Sitzeinstellung Ps000 für die Gruppierung nach Bremsverzögerung und PPT Kraft.	97
Abbildung 54: Schultergurt-Kraftverläufe in der Pre-Crash Phase, für den H350 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Gruppierung nach unterschiedlichen Bremsverzögerungen für zwei F_{PPT} Niveaus.	99
Abbildung 55: Zu untersuchende Insassenzustände des H350 Dummys, bezogen auf die Kopfposition bei t_0 in der Fahrzeuglängsachse (X) des H350 Referenz-Lastfalls in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Der Airbagkontakt-Wegpunkt der Referenz liegt bei ca. 180 mm.	101
Abbildung 56: Verlagerungen der ausgewählten Insassenzustände bezogen auf die initiale Kopfposition des H350 Dummys in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) ohne Pre-Crash Phase, zugeordnet den Werten der jeweiligen Sitzeinstellungen. Die einzelnen Ergebnisse beinhalten zusammengefasst die beschriebenen Werte der Insassenzustände. Der zur Baseline einer Sitzeinstellung rückverlagerte Punkt ist dabei der MV – 0 g – 300N Pre-Crash Phase zuzuordnen. Der zur Baseline einer Sitzeinstellung am weitesten vorverlagerte Punkt ist der MV – 3 g – 0N Pre-Crash Phase zuzuordnen.	105
Abbildung 57: Kopffrotation der ausgewählten Insassenzustände beider Dummys über die Kopfposition in X im Innenraum bezogen auf die initiale Kopfposition des H350 Dummys in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000).	106
Abbildung 58: Relativgeschwindigkeiten des Kopfes der Insassenzustände der halben maximalen/minimalen Verlagerung (HMV).	106
Abbildung 59: Geänderte Gurtführung, aufgrund des an der B-Säule montierten Umlenkers, am Beispiel des H305 Dummys.	107
Abbildung 60: Der Kritikalitätsraum.	108
Abbildung 61: Kopfposition bei Airbagkontakt der Referenz-Lastfälle des H350 und H305 Dummys.	110
Abbildung 62: Trajektorien in X-Z für den Kopf des H350 und H305 Dummys in den definierten Standard (Ps000) sowie vorwärts (Pf050) und rückwärts (Pr075, Pr150, Pr225) verschobenen Sitzeinstellungen.	112
Abbildung 63: Maximale In-Crash Vorverlagerung des Kopfes der H305 und H350 Dummys. Aufgrund 2.5 ms Schrittweite des Visualisierungoutputs nicht exakt darstellbar.	113
Abbildung 64: Airbagkontakt des Kopfes des H305 und H350 Dummys. Strichpunktierte Linie kennzeichnet den Auftreffpunkt des Dummys der Referenz-Lastfälle in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Aufgrund 2.5 ms Schrittweite des Visualisierungoutputs nicht exakt darstellbar (Beispiel H305 Pr225).	114
Abbildung 65: Resultierende Airbag-Kontaktkraft mit dem Dummy als Kontaktpartner in den definierten Sitzeinstellungen. Gruppiert nach den zwei Dummy-Modellen.	115
Abbildung 66: Die farbliche Zuordnung erfolgt mit einem Übergang von Grün auf Rot zwischen Null und Zwei.	117
Abbildung 67: Trajektorien der ausgewählten Insassenzustände (Pre-Crash und In-Crash Phase) in X-Z für den Kopf des H305 Dummys in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Sieben Insassenzustände der MV und sechs Insassenzustände der HMV mit der folgenden In-Crash Phase und die Baseline ohne Pre-Crash Phase sind im Diagramm enthalten.	118
Abbildung 68: Kopfposition bei Airbagkontakt. Aufgrund 2.5 ms Schrittweite des Visualisierungoutputs nicht exakt darstellbar.	119
Abbildung 69: Normiertes RR über der Verlagerung im Innenraum, der Kopffrotation und der Relativgeschwindigkeit des Kopfes.	121
Abbildung 70: Trajektorien der ausgewählten Insassenzustände (Pre-Crash und In-Crash Phase) in X-Z für den Kopf des H350 Dummys in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Sieben Insassenzustände der MV und sechs Insassenzustände der HMV mit der folgenden In-Crash Phase und die Baseline ohne Pre-Crash Phase sind im Diagramm enthalten.	123

Abbildung 71: Kopfposition bei Airbagkontakt. Aufgrund 2.5 ms Schrittweite des Visualisierungsoutputs nicht exakt darstellbar.	124
Abbildung 72: Normiertes RR über der Verlagerung im Innenraum, der Kopffrotation und der Relativgeschwindigkeit des Kopfes.	125
Abbildung 73: Der Kritikalitätsraum des H350, RR/RR_Referenz vs. Verlagerung bei t_0 im Fahrzeuginnenraum (0 mm = Kopfposition H350 ohne Pre-Crash Phase in der Standard-Sitzeinstellung). Zusätzlich zu den Einzelergebnissen sind die Regressionsgeraden der MV und HMV Insassenzustände im Diagramm eingezeichnet.	127
Abbildung 74: Der Kritikalitätsraum des H305, RR/RR_Referenz vs. Verlagerung bei t_0 im Fahrzeuginnenraum (0 mm = Kopfposition H350 ohne Pre-Crash Phase in der Standard-Sitzeinstellung). Zusätzlich zu den Einzelergebnissen sind die Regressionsgeraden der MV und HMV Insassenzustände im Diagramm eingezeichnet.	129
Abbildung 75: Darstellung der Verteilung des normierten RR der Baseline- und verlagerten Insassenzustände über der Sitzeinstellung.	130
Abbildung 76: Die Anforderungsanalyse zur Ableitung der Spezifikationen der Innenraumsensorik und die RHS Parameter als Eingangsgrößen.	131
Abbildung 77: Robustheitsuntersuchung für den optimierten HMV Insassenzustand (1 g, mit PPT) des H305 Dummies in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000)	139
Abbildung 78: Einfluss der zeitlichen Verschiebung auf die Airbagentfaltung kurz vor dem Kontakt.	139
Abbildung 79: Robustheitsuntersuchung für das optimierte RR des HMV Insassenzustands (1 g, mit aktivem PPT) des H305 Dummies in der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung (Pr225).	141
Abbildung 80: Mit der Referenz normiertes RR über der Verlagerung im Innenraum (Insassenzustand bei t_0), bezogen auf die H350 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.	145
Abbildung 81: Mit der Referenz normierter HIC 15 über der Verlagerung im Innenraum (Insassenzustand bei t_0), bezogen auf die H350 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.	146
Abbildung 82: Mit der Referenz normierte TD über der Verlagerung im Innenraum (Insassenzustand bei t_0), bezogen auf die H350 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.	147
Abbildung 83: Mit der Referenz normierter NIJ über der Verlagerung im Innenraum (Insassenzustand bei t_0), bezogen auf die H350 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.	148
Abbildung 84: Mit der Referenz normiertes RR über der Verlagerung im Innenraum, bezogen auf die H305 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.	150
Abbildung 85: Einstufung der Relevanz des Field of Views des H305 Dummies in der Standard-Sitzeinstellung mit HR_{Max_v}	151
Abbildung 86: Mit der Referenz normierter HIC 15 über der Verlagerung im Innenraum, bezogen auf die H305 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.	151
Abbildung 87: Mit der Referenz normierte TD über der Verlagerung im Innenraum, bezogen auf die H305 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.	152
Abbildung 88: Mit der Referenz normierter NIJ über der Verlagerung im Innenraum, bezogen auf die H305 Referenzposition der Standard-Sitzeinstellung.	153
Abbildung 89: Die drei Bereiche einer Sitzeinstellung welche das Verletzungsrisiko und den Insassenzustand bei Crashbeginn in Verbindung bringen und die Sensoranforderung darstellen.	154
Abbildung 90: Visualisierte Sensoranforderungen für alle drei Sitzeinstellungen des H305 Dummies.	156
Abbildung 91: Kombinierte Darstellung der Sensoranforderungen für den FoV, bestimmt aus den Ergebnissen der drei Sitzeinstellungen und Rotation des Kopfes über der Kopfposition im Innenraum bei t_0 für den H305 Dummy.	156
Abbildung 92: Kombinierte Darstellung der Sensoranforderungen für die Dynamik, bestimmt aus den Ergebnissen der drei Sitzeinstellungen und Relativgeschwindigkeit des Kopfes über der Kopfposition im Innenraum bei t_0 für den H305 Dummy.	157

Abbildung 93: Visualisierte Sensoranforderungen für alle drei Sitzeinstellungen des H350 Dummys.	158
Abbildung 94: Kombinierte Darstellung der Sensoranforderungen für den FoV, bestimmt aus den Ergebnissen der drei Sitzeinstellungen und Rotation des Kopfes über der Kopfposition im Innenraum bei t_0 . Für den H350 Dummy.	158
Abbildung 95: Kombinierte Darstellung der Sensoranforderungen für die Dynamik, bestimmt aus den Ergebnissen der drei Sitzeinstellungen und Relativgeschwindigkeit des Kopfes über der Kopfposition im Innenraum bei t_0 . Für den H350 Dummy.	159
Abbildung 96: Überlagerte Darstellung der Sensoranforderungen der Sitzeinstellungen, der relevanten Bereiche des Field of Views, beider Dummys über X im Innenraum bezogen auf die H350 Referenz-Position.	160
Abbildung 97: Überlagerte Darstellung der Sensoranforderungen der Sitzeinstellungen, der relevanten Bereiche der Dynamik, beider Dummys über X im Innenraum bezogen auf die H350 Referenz-Position.	160
Abbildung 98: Gurtwinkelvergleich am Umlenker der drei Sitzpositionen des H305 Dummys. Rechts mit grünem Gurt ist die Referenz-Position in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Rückwärts verschoben sind die Pr075 und Pr225 Position dargestellt.	177
Abbildung 99: Verlagerung des H305 Dummy-Kopfes für die ausgewählten Pre-Crash Manöver in der Sitzeinstellung Pr075 für die Gruppierung der Legende nach der Bremsverzögerung.	178
Abbildung 100: Schultergurtkraftverläufe in der Pre-Crash Phase für die Sitzeinstellung Pr075 und den H305 Dummy. Gruppierung nach unterschiedlichen Bremsverzögerungen für zwei F_{PPT} Niveaus.	180
Abbildung 101: Verlagerung des Dummy Kopfes für die ausgewählten Pre-Crash Manöver in der Sitzeinstellung Pr225 für die Gruppierung nach der Bremsverzögerung.	181
Abbildung 102: Schultergurt-Kraftverläufe in der Pre-Crash Phase für die Sitzeinstellung Pr225 und den H305 Dummy. Gruppierung nach unterschiedlichen Bremsverzögerungen für zwei F_{PPT} Niveaus.	183
Abbildung 103: Position und X-Z Trajektorien (Kopf, Thorax und Pelvis) des H350 Dummys in einer reduzierten Darstellung der Seitenansicht des Fahrzeuginnenraums.	183
Abbildung 104: Verlagerung des Dummy Kopfes für die ausgewählten Pre-Crash Manöver in der Sitzeinstellung Pf050 für die Gruppierung nach Bremsverzögerung und PPT Kraft.	184
Abbildung 105: Schultergurtkraftverläufe in der Pre-Crash Phase für die Sitzeinstellung Pf050 und den H350 Dummy. Gruppierung nach unterschiedlichen Bremsverzögerungen für zwei F_{PPT} Niveaus.	186
Abbildung 106: Verlagerung des Dummy Kopfes für die ausgewählten Pre-Crash Manöver in der Sitzeinstellung Pr075 für die Gruppierung nach Bremsverzögerung und PPT Kraft.	187
Abbildung 107: Schultergurtkraftverläufe in der Pre-Crash Phase für die Sitzeinstellung Pr075 und den H350 Dummy. Gruppierung nach unterschiedlichen Bremsverzögerungen für zwei F_{PPT} Niveaus.	189
Abbildung 108: Verlagerung des Dummy Kopfes für die ausgewählten Pre-Crash Manöver in der Sitzeinstellung Pr150 für die Gruppierung nach Bremsverzögerung und PPT Kraft.	190
Abbildung 109: Schultergurtkraftverläufe in der Pre-Crash Phase für die Sitzeinstellung Pr150 und den H350 Dummy. Gruppierung nach unterschiedlichen Bremsverzögerungen für zwei F_{PPT} Niveaus.	192
Abbildung 110: Trajektorien der ausgewählten Insassenzustände (Pre-Crash und In-Crash Phase) in X für den Kopf des H305 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung. Sieben Insassenzustände der MV und sechs Insassenzustände der H305 mit der folgenden In-Crash Phase und die Baseline ohne Pre-Crash Phase sind im Diagramm enthalten.	193
Abbildung 111: Trajektorien der ausgewählten Insassenzustände (Pre-Crash und In-Crash Phase) in X für den Kopf des H305 Dummys in der Pr225 Sitzeinstellung. Sieben Insassenzustände der MV und sechs Insassenzustände der H305 mit der folgenden In-Crash Phase und die Baseline ohne Pre-Crash Phase sind im Diagramm enthalten.	199
Abbildung 112: Trajektorien der ausgewählten Insassenzustände (Pre-Crash und In-Crash Phase) in X für den Kopf des H350 Dummys in der Pf050 Sitzeinstellung. Sieben Insassenzustände der MV und sechs Insassenzustände der H350 mit der folgenden In-Crash Phase und die Baseline ohne Pre-Crash Phase sind im Diagramm enthalten.	206
Abbildung 113: Trajektorien der ausgewählten Insassenzustände (Pre-Crash und In-Crash Phase) in X für den Kopf des H350 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung. Sieben Insassenzustände der MV und sechs	

Insassenzustände der HVM mit der folgenden In-Crash Phase und die Baseline ohne Pre-Crash Phase sind im Diagramm enthalten. 212

Abbildung 114: Trajektorien der ausgewählten Insassenzustände (Pre-Crash und In-Crash Phase) in X für den Kopf des H350 Dummies in der Pr150 Sitzeinstellung. Sieben Insassenzustände der MV und sechs Insassenzustände der HVM mit der folgenden In-Crash Phase und die Baseline ohne Pre-Crash Phase sind im Diagramm enthalten.217

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Methoden, die für Pre-Crash oder In-Crash Phasen eingesetzt werden können.....	7
Tabelle 2: Bewertung der Verfahren aus der Literatur zur eindeutigen Identifikation des Insassenzustands bei t_0 und dessen Verletzungsrisikos.....	13
Tabelle 3: Anforderungsliste der Innenraumsensorik für den Crashlastfall unter Berücksichtigung des publizierten Stands der Technik.....	16
Tabelle 4: Zusammenfassung relevanter Eigenschaften des Insassen und das Gefahrenpotential im Crashlastfall	19
Tabelle 5: Zusammenfassung der longitudinale Relativbewegung des Insassen in der Pre-Crash Phase aus Daten der Literatur.....	21
Tabelle 6: Zusammenfassung der lateralen Relativbewegung des Insassen in der Pre-Crash Phase aus Daten der Literatur.....	21
Tabelle 7: Longitudinale und laterale Relativbewegung mit einem reversiblen System im Vergleich zu Pre-Crash Straffung	23
Tabelle 8: Beispielhaft ausgewählte frontale Crash-Test Lastfälle [EURONCAP (2019), UN-R94 (2019), FMVSS (2019)].....	24
Tabelle 9: Methoden und Einsatzmöglichkeiten zur Verwendung in den Verfahren zur Bestimmung von OOP Insassenzustände bei t_0 (- kann nicht eingesetzt werden; ~ kann eingesetzt werden; + valide, akzeptierte Methode)	26
Tabelle 10: Bewertungskriterien für das verwendete H350 und H305 Dummymodell und Risikofunktionen des USNCAP's [NHTSA (2008), EURONCAP (2019b), UN-R94 (2019)]	35
Tabelle 11: Für die Einstufung des Bewertungsergebnisses der Methode ist das Rating (R) in vier Bereiche eingeteilt	37
Tabelle 12: Parameter für die Testkurve – CORAplus [ISO/TS 18571:2014]	38
Tabelle 13: Ergebnisse der Cora Methode an der Testkurve nach ISO/TS 18571:2014.....	38
Tabelle 14: Parameter der Funktionalitäten des Innenraummodells.....	41
Tabelle 15: Vergleich des originalen und generischen Insassenmodells am Beispiel: Kopf-/Thorax-/Pelvisbeschleunigung, Schultergurtkraft, Femurkraft und Tibiakraft. CORAplus Rating nach ISO/TS 18571:2014.....	42
Tabelle 16: Beschreibung der Dummy H-Punkt Verschiebung, sowie der geänderten Winkel der unteren Extremitäten.....	43
Tabelle 17: Kriterien und zeitlichen Verläufe für die erweiterte Beurteilung der In-Crash Phase.....	47
Tabelle 18: Evaluierungsparameter der Pre-Crash Phase.....	47
Tabelle 19: Feder- und Dämpfungscharakteristik der 1D Führungselemente	52
Tabelle 20: Parameterdefinition für den Polynomansatz zur Berechnung der gekürzten Pre-Crash Phase.....	54
Tabelle 21: Ausgewählte Parameter-Werte zur Berechnung einer gekürzten Pre-Crash Phase mit dem Polynomansatz.....	55
Tabelle 22: Ergebnisse der Berechnung des Polynomansatzes zur beschleunigten Pre-Crash Phase (a_0 bis a_5) ..	55
Tabelle 23: Ausgewählte Komponenten und Knoten zur Führung der Dummies und des Pre-Pre-Tensioners in der gekürzten Pre-Crash Phase.....	57
Tabelle 24: Parametervariation zur Berechnung der zeitlich gekürzten Pre-Crash Phase.....	58
Tabelle 25: Variation der Validierung für Zeitwerte und Skalierungskoeffizienten der maximalen/minimalen Verlagerung.....	60
Tabelle 26: Variation der Validierung für Zeitwerte und Skalierungskoeffizienten der halben maximalen/minimalen Verlagerung	64

Tabelle 27: Parametervariation der Pre-Crash Phase zur Validierung der beschleunigten Positionierungsmethode.	69
Tabelle 28: Signale der Simulationen und Wichtung für die Berechnung des ISO Ratings	70
Tabelle 29: Ergebnisse der Validierung der ausgewählten Simulationen nach dem ISO Rating.	71
Tabelle 30: Bestes Lastfallergebnis der Plausibilisierung, ermittelt nach dem ISO Rating.....	71
Tabelle 31: Schlechtestes Lastfallergebnis der Plausibilisierung, ermittelt nach dem ISO Rating in der Pr150 Sitzeinstellung.	72
Tabelle 32: Einstufung der Sensoranforderungen für die beschriebenen Sensoreigenschaften zur Definition der Technologieauswahl.....	78
Tabelle 33: Untersuchungsmatrix der ausgewählten sieben Pre-Crash Manöver für den H350 und den H305 Dummy für alle sieben Sitzeinstellungen die in Abbildung 11 dargestellt sind.	85
Tabelle 34: Relativwerte der Verlagerung des H305 Dummys in den Pre-Crash Phasen in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) im Vergleich zur Baseline der Standard-Sitzeinstellung ohne Pre-Crash Phase. Die Plots inkludieren alle Werte einer Spalte.	88
Tabelle 35: Extrema der Relativgeschwindigkeit des Kopfes in X und Z zum Fahrzeug, für den H305 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Plots inkludieren alle Werte einer Spalte.....	88
Tabelle 36: Extrema der Relativgeschwindigkeit von Kopf, Thorax und Pelvis in X zum Fahrzeug, für den H305 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Plots inkludieren alle Werte einer Spalte.....	89
Tabelle 37: Extrema der Rotation von Kopf, Thorax und Pelvis um Y, für den H305 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Plots inkludieren alle Werte einer Spalte.	90
Tabelle 38: Insassenzustände bei t_0 als Basis zur gekoppelten Berechnung im Kritikalitätsraum der Standard-Sitzeinstellung (Ps000), sowie der maximalen/minimalen und halben maximalen/minimalen Verlagerung bezogen auf die Baseline der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) ohne Pre-Crash Phase.	95
Tabelle 39: Insassenzustände bei t_0 als Basis zur gekoppelten Berechnung im Kritikalitätsraum der Pr075 Sitzeinstellung, sowie der maximalen/minimalen und halben maximalen/minimalen Verlagerung bezogen auf die Baseline der Pr075 Sitzeinstellung ohne Pre-Crash Phase.	95
Tabelle 40: Insassenzustände bei t_0 als Basis zur gekoppelten Berechnung im Kritikalitätsraum der Pr225 Sitzeinstellung, sowie der maximalen/minimalen und halben maximalen/minimalen Verlagerung bezogen auf die Baseline der Pr225 Sitzeinstellung ohne Pre-Crash Phase.	96
Tabelle 41: Untersuchungsmatrix der ausgewählten Pre-Crash Manöver für den H350 Dummy in den vier Sitzeinstellungen die die in Abbildung 11 dargestellt sind.....	97
Tabelle 42: Relativwerte der Verlagerung des H350 Dummys in der Pre-Crash Phase in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Plots inkludieren alle Werte einer Spalte.	98
Tabelle 43: Extrema der Relativgeschwindigkeit von Kopf, Thorax und Pelvis in X zum Fahrzeug für den H350 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Plots inkludieren alle Werte einer Spalte.....	98
Tabelle 44: Extrema der Rotation von Kopf, Thorax und Pelvis um Y für den H350 Dummy in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die Plots inkludieren alle Werte einer Spalte.	99
Tabelle 45: Insassenzustände bei t_0 als Basis zur gekoppelten Berechnung im Kritikalitätsraum der Pf050 Position, sowie der maximalen und halben maximalen Verlagerung bezogen auf die Baseline der Pf050 Sitzeinstellung ohne Pre-Crash Phase.	102
Tabelle 46: Insassenzustände bei t_0 als Basis zur gekoppelten Berechnung im Kritikalitätsraum der Standard-Sitzeinstellung (Ps000), sowie der maximalen und halben maximalen Verlagerung bezogen auf die Baseline der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) ohne Pre-Crash Phase.	102
Tabelle 47: Insassenzustände bei t_0 als Basis zur gekoppelten Berechnung im Kritikalitätsraum der Pr075 Position, sowie der maximalen und halben maximalen Verlagerung bezogen auf die Baseline der Pr075 Sitzeinstellung ohne Pre-Crash Phase.	103

Tabelle 48: Insassenzustände bei t_0 als Basis zur gekoppelten Berechnung im Kritikalitätsraum der Pr150 Position, sowie der maximalen und halben maximalen Verlagerung bezogen auf die Baseline der Pr150 Sitzeinstellung ohne Pre-Crash Phase.	103
Tabelle 49: Kriterienwerte der beiden generischen Referenz-Lastfälle in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) die zur Normierung aller weiteren Ergebnisse verwendet werden.	109
Tabelle 50: Maximale In-Crash Vorverlagerung des H350 und H305 Dummies der Baseline–Insassenzuständen (ohne Pre-Crash Phase) in den definierten Sitzeinstellungen.	113
Tabelle 51: Theoretische Airbagkontakt-Zeitpunkte der H350 und H305 Dummies der Baseline–Insassenzuständen (ohne Pre-Crash Phase) in den definierten Sitzeinstellungen.	114
Tabelle 52: Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf der H350 und H305 Dummies der Baseline–Insassenzuständen (ohne Pre-Crash Phase) in den definierten Sitzeinstellungen bei Airbagkontakt, bezogen auf das Fahrzeug.	115
Tabelle 53: Maximale Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf der H350 und H305 Dummies der Baseline–Insassenzuständen (ohne Pre-Crash Phase) in den definierten Sitzeinstellungen, bezogen auf das Fahrzeug. .	115
Tabelle 54: Maximale Schultergurtkraft FB3 der H350 und H305 Dummies.	116
Tabelle 55: Verletzungskriterien der beiden Dummies in den generischen Baseline-Simulationen normiert mit den Ergebnissen des jeweiligen Referenz-Lastfalls. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz)	117
Tabelle 56: Zeitversatz zwischen tatsächlicher Airbag-Kontaktzeit der Standard-Sitzeinstellung und Erreichen des Wegpunkts der verlagerten Insassenzustände des H305 Dummies.	119
Tabelle 57: Maximale Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf des H305 Dummies.	120
Tabelle 58: Kriterienwerte der verlagerten Insassenzustände bei t_0 (MV und HMV), normiert mit den Ergebnissen der H305 Referenz in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) aus Tabelle 49 inklusive des Referenz-Lastfalls und der Baseline der Sitzeinstellung. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der H305 Referenz).....	121
Tabelle 59: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung und der Mittelwert der Kriterien der HMV und MV Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung des H305 Dummies. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der H305 Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	122
Tabelle 60: Zeitversatz zwischen tatsächlicher Airbag-Kontaktzeit der Standard-Sitzeinstellung und Erreichen des Wegpunkts der verlagerten Insassenzustände des H350 Dummies.	123
Tabelle 61: Maximale Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf des H350 Dummies in der Standard-Sitzeinstellung.	124
Tabelle 62: Kriterienwerte der verlagerten Insassenzustände bei t_0 (MV und HMV), normiert mit den Ergebnissen der H350 Referenz in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) aus Tabelle 49 inklusive des Referenz-Lastfalls und der Baseline der Sitzeinstellung. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz).....	125
Tabelle 63: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung und der Mittelwert der Kriterien der HMV und MV Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung des H350 Dummies. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der H350 Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	126
Tabelle 64: Verletzungskriterien der maximalen/minimalen verlagerten Insassenzustände mit den Ergebnissen der generischen Baseline bei Ps000 normiert. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz)	128
Tabelle 65: Verletzungskriterien der maximalen/minimalen verlagerten Insassenzustände mit den Ergebnissen der generischen Baseline bei Ps000 normiert. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz)	130
Tabelle 66: Kriterien der verlagerten Insassenzustände mit den Ergebnissen des H305 Referenz-Lastfalls in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) normiert. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz).....	132
Tabelle 67: Parameter zur Variation des Rückhaltesystems. Skalierungsfaktoren und zeitliche Abweichung zum Baseline-System die miteinander kombiniert werden.....	133
Tabelle 68: Kriterienwerte der Optimierung des vorverlagerten Insassenzustands mit den Ergebnissen der H305 Referenz bei Ps000 normiert. Die „fett“ dargestellte und blau hinterlegte Variante wird für die Robustheitsuntersuchung ausgewählt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz)	134

Tabelle 69: Parameter zur Variation des Rückhaltesystems. Skalierungsfaktoren und zeitliche Abweichung zum Baselinesystem.....	136
Tabelle 70: Kriterienwerte der Optimierung des vorverlagerten Insassenzustands normiert mit den Ergebnissen der Referenz des H305 in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). Die „fett“ dargestellte und blau hinterlegte Variante wird für die Robustheitsuntersuchung ausgewählt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz).....	137
Tabelle 71: Kriterienwerte der optimierten und originalen RHS Einstellung des vorverlagerten Insassenzustands normiert mit den Ergebnissen der Referenz des H305 in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz).....	138
Tabelle 72: Kriterienwerte der optimierten und originalen RHS Einstellung des vorverlagerten Insassenzustands normiert mit den Ergebnissen der Referenz des H305 in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz).....	138
Tabelle 73: Kriterienwerte der Robustheitsuntersuchung mit den Ergebnissen der H305 Referenz bei Ps000 normiert. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung avg = Mittelwert).....	140
Tabelle 74: Kriterienwerte der Robustheitsuntersuchung normiert mit den Ergebnissen der Referenz des H305 in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000). (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung avg = Mittelwert).....	141
Tabelle 75: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände des H350 Dummies in der Standard-Sitzeinstellung. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung avg = Mittelwert, Erweiterung $Ps000$ = Sitzeinstellung).....	143
Tabelle 76: 25 % und 75 % Quartil der Insassenzustandswerte des H350 Dummies zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.	144
Tabelle 77: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H350 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit dem RR bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung avg = Mittelwert).....	144
Tabelle 78: Datenbasis als Beispiel für die Einstufung der Relevanz der Größen für die Sensoranforderungen abhängig vom RR des H350 Dummies. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung avg = Mittelwert).....	145
Tabelle 79: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H350 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit dem HIC 15 bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung avg = Mittelwert).....	146
Tabelle 80: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H350 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit der TD bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung avg = Mittelwert).....	147
Tabelle 81: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H350 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit dem NIJ bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung avg = Mittelwert).....	148
Tabelle 82: Einstufung der Sensoranforderungen der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) des H350 Dummies. ...	149
Tabelle 83: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände des H305 Dummies in der Standard-Sitzeinstellung Ps000. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung avg = Mittelwert, Erweiterung $Ps000$ = Sitzeinstellung).	149
Tabelle 84: 25 % und 75 % Quartile der Insassenzustandswerte des H305 Dummies zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.	149
Tabelle 85: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H305 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit dem RR bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung avg = Mittelwert).....	150

Tabelle 86: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H305 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit dem HIC 15 bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	151
Tabelle 87: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H305 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit der TD bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	152
Tabelle 88: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen für den H305 Dummy bezogen auf die Insassenzustände der Standard-Sitzeinstellung mit dem NIJ bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	153
Tabelle 89: Einstufung der Sensoranforderungen der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) des H305 Dummies	154
Tabelle 90: Sensoranforderung des H305 Dummies aus dem Kritikalitätsraum abgeleitet. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	156
Tabelle 91: Sensoranforderung des H350 Dummies aus dem Kritikalitätsraum abgeleitet. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	158
Tabelle 92: Extrema der Verlagerung des H305 Dummies in der Pre-Crash Phase in der Sitzeinstellung Pr075.	178
Tabelle 93: Extrema der Relativgeschwindigkeit von Kopf, Thorax und Pelvis in X zum Fahrzeug. Für H305 und Pr075.....	179
Tabelle 94: Extrema der Rotation von Kopf, Thorax und Pelvis um Y. Für H305 und Pr075.....	179
Tabelle 95: Extrema der Verlagerung des H305 Dummies in der Pre-Crash Phase in der Sitzeinstellung Pr225.	181
Tabelle 96: Extrema der Relativgeschwindigkeit von Kopf, Thorax und Pelvis in X zum Fahrzeug. Für H305 und Pr225.....	182
Tabelle 97: Extrema der Rotation von Kopf, Thorax und Pelvis um Y. Für H305 und Pr225.....	182
Tabelle 98: Extrema der Verlagerung des H350 Dummies in der Pre-Crash Phase in der Sitzeinstellung Pf050.	185
Tabelle 99: Extrema der Relativgeschwindigkeit von Kopf, Thorax und Pelvis in X zum Fahrzeug für den H350 in der Pf050 Sitzeinstellung.	185
Tabelle 100: Extrema der Rotation von Kopf, Thorax und Pelvis um Y für den H350 in der Pf050 Sitzeinstellung	186
Tabelle 101: Extrema der Verlagerung des H350 Dummies in der Pre-Crash Phase in der Sitzeinstellung Pr075.	187
Tabelle 102: Extrema der Relativgeschwindigkeit von Kopf, Thorax und Pelvis in X zum Fahrzeug für den H350 in der Pr075 Sitzeinstellung.	188
Tabelle 103: Extrema der Rotation von Kopf, Thorax und Pelvis um Y. Für H350 und Pr075.....	189
Tabelle 104: Relativwerte der Verlagerung des H350 Dummies in der Pre-Crash Phase in der Sitzeinstellung Pr150.	191
Tabelle 105: Extrema der Relativgeschwindigkeit von Kopf, Thorax und Pelvis in X zum Fahrzeug für den H350 in der Pr150 Sitzeinstellung	191
Tabelle 106: Extrema der Rotation von Kopf, Thorax und Pelvis um Y für den H350 in der Pr150 Sitzeinstellung	192
Tabelle 107: Zeitversatz zwischen tatsächlicher Airbag-Kontaktzeit der Standard-Sitzeinstellung und Erreichen des Wegpunkts der verlagerten Insassenzustände des H305 Dummies der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung.....	194
Tabelle 108: Maximale Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf des H305 Dummies.	194
Tabelle 109: Kriterienwerte der verlagerten Insassenzustände bei t_0 (MV und HMV), normiert mit den Ergebnissen der H305 Referenz in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) inklusive des Referenz-Lastfalls und der Baseline der Sitzeinstellung. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz).....	195
Tabelle 110: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände und der Mittelwert der Kriterien der HMV und MV Insassenzustände der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung des H305 Dummies. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der H305 Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	196

Tabelle 111: 25 % und 75 % Quartile der Insassenzustandswerte des H305 Dummys zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.	197
Tabelle 112: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung mit dem RR bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	197
Tabelle 113: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung mit dem HIC 15 bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	197
Tabelle 114: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung mit der TD bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	198
Tabelle 115: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung mit dem NIJ bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	198
Tabelle 116: Einstufung der Sensoranforderungen des H305 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung.....	199
Tabelle 117: Zeitversatz zwischen tatsächlicher Airbag-Kontaktzeit der Standard-Sitzeinstellung und Erreichen des Wegpunkts der verlagerten Insassenzustände des H305 Dummys der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung.	200
Tabelle 118: Maximale In-Crash Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf des H305 Dummys.	200
Tabelle 119: Kriterienwerte der verlagerten Insassenzustände bei t_0 (MV und HMV), normiert mit den Ergebnissen der H305 Referenz in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) inklusive des Referenz-Lastfalls und der Baseline der Sitzeinstellung. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz)	201
Tabelle 120: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände und der Mittelwert der Kriterien der HMV und MV Insassenzustände der um 225 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung des H305 Dummys. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der H305 Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	202
Tabelle 121: 25 % und 75 % Quartile der Insassenzustandswerte des H305 Dummys zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.	203
Tabelle 122: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummys in der Pr225 Sitzeinstellung mit dem RR bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	203
Tabelle 123: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummys in der Pr225 Sitzeinstellung mit dem HIC 15 bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	203
Tabelle 124: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummys in der Pr225 Sitzeinstellung mit der TD bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	204
Tabelle 125: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H305 Dummys in der Pr225 Sitzeinstellung mit dem NIJ bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	204
Tabelle 126: Einstufung der Sensoranforderungen des H305 Dummys in der Pr225 Sitzeinstellung.....	205
Tabelle 127: Zeitversatz zwischen tatsächlicher Airbag-Kontaktzeit der Standard-Sitzeinstellung und Erreichen des Wegpunkts der verlagerten Insassenzustände des H350 Dummys der um 50 mm vorwärts verschobenen Sitzeinstellung.	206
Tabelle 128: Maximale Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf des H350 Dummys.....	207
Tabelle 129: Kriterienwerte der verlagerten Insassenzustände bei t_0 (MV und HMV), normiert mit den Ergebnissen der H350 Referenz in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) inklusive des Referenz-Lastfalls und der Baseline der Sitzeinstellung. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz)	207

Tabelle 130: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände und der Mittelwert der Kriterien der HMV und MV Insassenzustände der um 50 mm vorwärts verschobenen Sitzeinstellung des H350 Dummys. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der H350 Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	208
Tabelle 131: 25 % und 75 % Quartile der Insassenzustandswerte des H350 Dummys zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.	209
Tabelle 132: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pf050 Sitzeinstellung mit dem RR bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	209
Tabelle 133: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pf050 Sitzeinstellung mit dem HIC 15 bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	209
Tabelle 134: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pf050 Sitzeinstellung mit der TD bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	210
Tabelle 135: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pf050 Sitzeinstellung mit dem NIJ bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	210
Tabelle 136: Einstufung der Sensoranforderungen der Pf050 Sitzeinstellung des H350 Dummys.....	211
Tabelle 137: Zeitversatz zwischen tatsächlicher Airbag-Kontaktzeit der Standard-Sitzeinstellung und Erreichen des Wegpunkts der verlagerten Insassenzustände des H350 Dummys der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung.	212
Tabelle 138: Maximale Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf des H350 Dummys.	213
Tabelle 139: Kriterienwerte der verlagerten Insassenzustände bei t_0 (MV und HMV), normiert mit den Ergebnissen der H350 Referenz in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) inklusive des Referenz-Lastfalls und der Baseline der Sitzeinstellung. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz).....	213
Tabelle 140: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände und der Mittelwert der Kriterien der HMV und MV Insassenzustände der um 75 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung des H350 Dummys. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der H350 Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	214
Tabelle 141: 25 % und 75 % Quartile der Insassenzustandswerte des H350 Dummys zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.	215
Tabelle 142: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung mit dem RR bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	215
Tabelle 143: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung mit dem HIC 15 bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	215
Tabelle 144: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung mit der TD bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	216
Tabelle 145: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung mit dem NIJ bestimmt. (Erweiterung n = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	216
Tabelle 146: Einstufung der Sensoranforderungen der Pr075 Sitzeinstellung des H350 Dummys.	216
Tabelle 147: Zeitversatz zwischen tatsächlicher Airbag-Kontaktzeit der Standard-Sitzeinstellung und Erreichen des Wegpunkts der verlagerten Insassenzustände des H350 Dummys der um 150 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung.	218
Tabelle 148: Maximale Relativgeschwindigkeiten in X für den Kopf des H350 Dummys.	218

Tabelle 149: Kriterienwerte der verlagerten Insassenzustände bei t_0 (MV und HMV), normiert mit den Ergebnissen der H350 Referenz in der Standard-Sitzeinstellung (Ps000) inklusive des Referenz-Lastfalls und der Baseline der Sitzeinstellung. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz)	219
Tabelle 150: Mittelwerte der In-Crash Kriterien aller Insassenzustände und der Mittelwert der Kriterien der HMV und MV Insassenzustände der um 150 mm rückwärts verschobenen Sitzeinstellung des H350 Dummys. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der H350 Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert)	220
Tabelle 151: 25 % und 75 % Quartile der Insassenzustandswerte des H350 Dummys zur Einstufung der Relevanz der Sensoranforderungen.	220
Tabelle 152: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pr075 Sitzeinstellung mit dem RR bestimmt. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	221
Tabelle 153: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pr150 Sitzeinstellung mit dem HIC 15 bestimmt. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	221
Tabelle 154: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände des H350 Dummys in der Pr150 Sitzeinstellung mit der TD bestimmt. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	221
Tabelle 155: Einstufung der Relevanz der Gruppen zur Ableitung von Sensoranforderungen bezogen auf die Insassenzustände der Pr150 Sitzeinstellung mit dem NIJ bestimmt. (Erweiterung $_n$ = normiert mit dem Wert der Referenz, Erweiterung $_{avg}$ = Mittelwert).....	222
Tabelle 156: Einstufung der Sensoranforderungen der Pr150 Sitzeinstellung des H305 Dummys.....	222