



Rolf Lechner, MEng M.Sc.

**Objektivierung der Kinematik der Insassen der ersten Sitzreihe im PKW-  
Heckaufprall für die Konzeptauslegung**

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der technischen Wissenschaften

eingereicht an der

**Technische Universität Graz**

Betreuer

Univ.-Prof. Hermann Steffan, Dipl.-Ing Dr. techn.

Institut für Fahrzeugsicherheit



## **EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG**

### **AFFIDAVIT**

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.

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 indicated all material which has been quoted either literally or by content from the sources used. The text document uploaded to TUGRAZonline is identical to the present doctoral dissertation.

---

Datum / Date

---

Unterschrift / Signature



## **Danksagung**

An dieser Stelle möchte ich mich ganz herzlich bei Herrn Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Hermann Steffan für die Überlassung des Themas und die fachlich versierte und stets freundliche Betreuung bei der Erstellung der Arbeit und deren Veröffentlichungen bedanken. Dieser Dank gilt auch Frau Marianne Wolkerstorfer für ihr offenes Ohr und die Unterstützung zu allen organisatorischen Fragen und Abläufen.

Ingmar Hailer danke ich für die Betreuung der Arbeit bei der BMW AG, durch die vielen inspirierende Gespräche, Untersuchungsansätze und Unterstützung fachlicher und moralischer Natur zur richtigen Zeit. Joachim Mühlberger und Wolfgang Grüner danke ich für die Unterstützung in deren Funktion als Gruppenleiter und den wertgeschätzten Platz in ihrem Team.

Meinem Mentor, Dr. Stefan Floeck, danke ich für die Gespräche und die Zeit in persönlichen Rücksprachen.

Die Erstellung dieser Arbeit wäre ohne die Unterstützung und Hilfe von vielen weiteren Personen nicht möglich gewesen. Daher möchte ich mich an dieser Stelle besonders bei den folgenden Menschen bedanken:

Michi Maier, ich danke dir für das fast endlose Korrekturlesen und die Motivation. Thomas Kellermann, danke für die moralische Unterstützung. Felix Warnbacher, danke für die Erklärungen und Einarbeitung in die Welt der Simulation. Maximilian Wegner und Florian Fitzen, euch beiden danke ich ebenfalls für die guten fachlichen Diskussionen und dem Korrekturlesen. Ebenfalls möchte ich mich hiermit bei meinen Kommilitonen an der TU Graz für die herzliche Aufnahme bei euch bedanken.

Thomas Frank und Michael Gumprecht, danke für die fachlichen Gespräche und Diskussionen beim „Manufacturers Viewing“.

An letzter Stelle möchte ich mich ganz besonders und herzlichst bei meiner Familie für all die Unterstützung und das Vertrauen in mich bedanken. Liebe Eltern: Danke für alles!



# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung .....	1
2	Stand der Wissenschaft .....	3
2.1	Grundlagen der Traumbiomechanik - Verletzungsmechanismen und Kriterien .....	3
2.2	Anthropometrische Testpuppen .....	7
2.3	Verbraucherschutzorganisationen .....	9
2.4	Strategien zur Reduzierung des Verletzungsrisikos .....	10
2.5	Mehrkörpersysteme .....	12
2.6	Finite-Elemente-Methode .....	14
2.7	Validierungsmethoden von Simulationsergebnissen .....	17
2.8	Anforderungen an den Gesamtsitz .....	19
3	Ziele der Arbeit .....	25
3.1	Forschungsfrage .....	25
3.2	Forschungsmethodik .....	25
4	Material und Methoden .....	27
4.1	Versuchsaufbau und Messmittel .....	27
4.1.1	Versuchsaufbau .....	27
4.1.2	Messmittel .....	29
4.2	Explorative Datenanalyse .....	31
4.2.1	Deskriptive Analyse der Grundgesamtheit .....	31
4.2.2	Bestimmung der Gruppen von Sitztypen .....	33
4.2.3	Bestimmung latenter Variablen .....	36
4.3	Kausalitätsanalyse identifizierter latenter Variablen .....	37
4.3.1	Objektivierung der Kinematik im Heckaufprall .....	37
4.3.2	Simulation der Kinematik eines BioRID II während des Heckaufpralls .....	39
4.3.3	Bewertungskriterien der Kinematik im Heckaufprall .....	42
4.3.4	Sensitivitätsanalyse –Betrachtete Parameter .....	46
5	Ergebnisse .....	49
5.1	Explorative Analyse kinematischer und geometrischer Zusammenhänge des BioRID II und des Sitzes .....	49
5.1.1	Deskriptive Beschreibung der Grundgesamtheit .....	49
5.1.2	Clusteranalyse .....	57
5.1.2.1	Analyse der Ausreißer .....	57
5.1.2.2	Bestimmung der optimalen Gruppenzahl .....	58
5.1.2.3	Ausprägungen der Gruppen .....	59

5.1.3	Faktorenanalyse.....	71
5.1.3.1	Bestimmung der Faktorenzahl.....	72
5.1.3.2	Bestimmung der Faktorwerte .....	72
5.2	Kausalitätsanalyse der Ergebnisse der explorativen Datenanalyse .....	79
5.2.1	Validierung der FEM Berechnung .....	79
5.2.2	Beschreibung des Einflusses von Sitzdesignparameter auf die Kinematik des BioRID II im Heckaufprall.....	83
6	Diskussion.....	99
6.1	Ermittelte Zusammenhänge der explorativen Datenanalyse .....	100
6.1.1	Erfasste Grundgesamtheit.....	100
6.1.2	Gruppierungen von Sitztypen.....	102
6.1.3	Identifizierte latente Variablen der Kinematik des BioRID II und der Sitzdesignparameter.....	108
6.2	Kausalitätsanalyse postulierter Einflüsse der explorativen Datenanalyse auf die Kinematik des BioRID II .....	112
6.2.1	Objektivierung des Versuchs.....	113
6.2.2	Validierung des FEM Modells .....	114
6.2.3	Kausalitätsanalyse der postulierten Einflussfaktoren .....	115
7	Zusammenfassung und Ausblick.....	119
8	Literaturverzeichnis.....	123
9	Anhang .....	129

# Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Die menschliche Wirbelsäule (Abbildung entnommen aus [8]) .....	4
Abbildung 2 Die vier Grundbewegungen von Kopf und Hals (Abbildung entnommen aus [9]) .	4
Abbildung 3 Mögliche Belastungen der Halswirbelsäule (Abbildung entnommen aus [12]) .....	5
Abbildung 4 Die verschiedenen Phasen während einer Heckkollision (Abbildung entnommen aus [2]) .....	5
Abbildung 5 Vergleich zwischen menschlicher Wirbelsäule, HYBRID III und BioRID (Abbildung entnommen aus [22]) .....	8
Abbildung 6 Dreidimensionales Bezugssystem im Automobil (Abbildung entnommen aus [52]) .....	13
Abbildung 7 Bezugssystem einer sitzenden ATD (Abbildung entnommen aus [53]).....	13
Abbildung 8 Verifikation und Validierung, V&V, Flussdiagramm (Abbildung entnommen aus [54]).....	18
Abbildung 9 CORA Bewertung; enthaltene Methoden .....	19
Abbildung 10 Darstellung der Anforderungen an den Gesamtsitz .....	20
Abbildung 11 Bruchdehnung verschiedener Werkstoffe, aufgetragen über der Zugfestigkeit [59] .....	22
Abbildung 12 Spannungsdreieck: Funktion, Gewicht und Kosten .....	24
Abbildung 13 Exemplarischer Versuchsaufbau .....	27
Abbildung 14 Euro NCAP Heckaufprallbeschleunigungspulse (Abbildung entnommen aus [27]) .....	28
Abbildung 15 Exemplarischer Bewegungsablauf eines BioRID II im Heckaufprall .....	29
Abbildung 16 BioRID II Messsensorposition.....	30
Abbildung 17 Positionen und Bezeichnungen der MXT 5-Punktmarkierungen am Sitz .....	30
Abbildung 18 Gemessene geometrische Sitzdesignmaße .....	33
Abbildung 19 Übersicht der verschiedenen Gruppierungsverfahren .....	34
Abbildung 20 Vereinfachtes Freikörperbild der wirkenden Kräfte auf einen BioRID II .....	37
Abbildung 21 Flussdiagramm der einzelnen Durchführungsschritte zur Berechnung der Bahnkurve .....	39
Abbildung 22 Einsetzprozedur des BioRID II in den Sitz .....	40
Abbildung 23 Skalierung der Breite der Lehne .....	47
Abbildung 24 Skalierung der Lehnenhöhe .....	47
Abbildung 25 Skalierung des Abstands in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger .....	47
Abbildung 26 Euro NCAP Gesamtbewertung der einzelnen Fahrzeugderivate der Jahre 2013-2017.....	49
Abbildung 27 Boxplot der Euro NCAP Gesamtbewertung .....	50
Abbildung 28 Boxplot der Kopfkontaktzeit.....	51
Abbildung 29 Boxplot des NIC Kriteriums .....	52
Abbildung 30 Boxplot des $N_{km}$ Kriteriums .....	52
Abbildung 31 Boxplot der Scherkraft im oberen Nacken.....	53
Abbildung 32 Boxplot der Zugkraft im oberen Nacken .....	53
Abbildung 33 Boxplot der Scherkraft im unteren Nacken.....	53
Abbildung 34 Boxplot der Zugkraft im unteren Nacken .....	53
Abbildung 35 Boxplot des Flexionsmoments im oberen Nacken.....	54
Abbildung 36 Boxplot des Extensionsmoments im oberen Nacken .....	54

Abbildung 37 Boxplot des Flexionsmoments im unteren Nacken .....	54
Abbildung 38 Boxplot des Extensionsmoments im unteren Nacken .....	54
Abbildung 39 Boxplot des Kopfabstands.....	55
Abbildung 40 Boxplot der Kopfstützenhöhe.....	55
Abbildung 41 Boxplot der Lehnenbreite.....	55
Abbildung 42 Boxplot der Lehnenhöhe .....	56
Abbildung 43 Boxplot des Abstands in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger.....	56
Abbildung 44 Boxplot der Schaumdicken .....	57
Abbildung 45 Entwicklung des Heterogenitätsmaßes.....	59
Abbildung 46 Kinematik des BioRID II in der Simulation des Euro NCAP MSP .....	79
Abbildung 47 Vergleich der Nackenscherkräfte, -zugkräfte und -momente (blau: Realversuch; rot: Simulation) .....	81
Abbildung 48 Vergleich der Beschleunigungsverläufe des BioRID II (blau: Realversuch; rot: Simulation).....	82
Abbildung 49 Breite der Lehne im Ausgangszustand überlagert dargestellt mit der in der Breite reduziertem Lehne (blau: Referenz; rot: Skalierung y -25mm) .....	83
Abbildung 50 Vergleich der Nackenscherkräfte, -zugkräfte und -momente (blau: Referenz; rot: Skalierung y -25mm).....	84
Abbildung 51 Initiale Sitzeinstellung (blau: Referenz; rot: Skalierung z +30 mm).....	85
Abbildung 52 Oben: NIC Bewertung; Unten: Vergleich der Beschleunigung in x von Kopf und T1. (blau: Referenz; rot: Skalierung z +30 mm) .....	85
Abbildung 53 Rückverlagerung der Lehne zum Umkehrpunkt t = 100 ms (blau: Referenz; rot: Skalierung z +30 mm) .....	86
Abbildung 54 Initiale Position mit reduziertem Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger (blau: Referenz; rot: $x_{KSTzuLQT} -17$ mm) .....	86
Abbildung 55 Initiale Position mit vergrößertem Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger (blau: Referenz; rot: $x_{KSTzuLQT} +17$ mm) .....	86
Abbildung 56 Oben: NIC Bewertung; Unten: Vergleich der Beschleunigung in x von Kopf und T1 (blau: Referenz; rot: $x_{KSTzuLQT} +17$ mm) .....	87
Abbildung 57 Rückverlagerung zum Umkehrpunkt bei reduziertem Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger (blau: Referenz; rot: $x_{KSTzuLQT} +17$ mm).....	88
Abbildung 58 Oben: NIC Bewertung; Unten: Vergleich der Beschleunigung in x von Kopf und T1 (blau: Referenz; rot: KST +1kg) .....	89
Abbildung 59 Vergleich der Nackenscherkräfte, -zugkräfte und -momente (Modifizierung: KST +1 kg).....	89
Abbildung 60 Verteilung der Masse an der Rückenlehne.....	90
Abbildung 61 Oben: NIC Bewertung; Unten: Vergleich der Beschleunigung in x von Kopf und T1 (blau: Ref; rot: RLOB 2kg).....	91
Abbildung 62 Darstellung der ausgewählten Sitzstruktur für die Versteifung der Rückenlehne.....	91
Abbildung 63 Verhalten des Sitzes mit höherfestem Stahl zum Umkehrpunkt (blau: Ref; rot: höherfester Stahl) .....	92
Abbildung 64 Rückverlagerung der KST zum Umkehrpunkt t=100 ms (blau: Ref; rot: höherfester Stahl) .....	92
Abbildung 65 Einfluss der Kopfstützenstangen zum Umkehrpunkt (blau: Ref; rot: $\emptyset_{KST} +1$ mm) .....	93
Abbildung 66 Vergleich der Nackenscherkräfte, -zugkräfte und -momente (blau: Ref.; rot: $\emptyset_{KST} +1$ mm) .....	94
Abbildung 67 Schaumdicke +10 mm auf der Kopfstütze (blau: Ref.; rot: $SD_{KST} +10$ mm) .....	94

Abbildung 68 Oben: NIC Bewertung; Unten: Vergleich der Beschleunigung in x von Kopf und T1 (blau: Ref.; rot: $SD_{KST} + 10$ mm) .....	95
Abbildung 69 Verhalten des Sitzes zum Umkehrpunkt (blau: Ref.; rot: $SD_{KST} + 10$ mm) .....	95
Abbildung 70 Initiale Sitzposition (blau: Ref.; rot: $SD + 15$ mm) .....	96
Abbildung 71 Oben: NIC Bewertung; Unten: Vergleich der Beschleunigung in x von Kopf und T1 (blau: Ref.; rot: $SD + 15$ mm) .....	96
Abbildung 72 Vergleich der Nackenscherskräfte, -zugkräfte und -momente (blau: Ref.; rot: $SD + 15$ mm).....	97
Abbildung 73 Einflussparameter auf den gemessenen Kopfabstand .....	107
Abbildung 74 Wiederholend auftretende Variablen der Clusteranalyse, die im Zusammenhang mit einer unterschiedlichen Verteilung der Schaumdicke der Lehne stehen .....	107
Abbildung 75 Wiederholend auftretende Variablen der Clusteranalyse, die im Zusammenhang mit dem Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger auftreten .....	108
Abbildung 76 Wiederholend auftretende Variablen der Faktorenanalyse, die im Zusammenhang mit dem Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger auftreten .....	111
Abbildung 77 Wiederholend auftretende Variablen der Faktorenanalyse, die im Zusammenhang mit den Kopfabstand beeinflussenden Sitzdesignparameter auftreten.....	112

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Vergleich der dynamischen Bewertungskriterien der Verbraucherschutzorganisationen .....	10
Tabelle 2 Bewertungskriterien der Euro NCAP für den Heckaufprall mit niedriger Geschwindigkeit.....	10
Tabelle 3 Einfluss von Sitzdesignparameter auf die Kinematik einer ATD .....	11
Tabelle 4 Vergleich von impliziter zu expliziter Berechnungsmethode .....	15
Tabelle 5 Biofidelitätsbewertung nach ISO/TS18571 [56].....	19
Tabelle 6 Geometrische Sitzdesignmerkmale .....	32
Tabelle 7 Nominal skalierte Ausprägungen der Sitzkomponenten .....	33
Tabelle 8 CORA; Globale Einstellungen des Auswertzeitraums .....	41
Tabelle 9 CORA; Globale Einstellungen der Korridorbewertung .....	41
Tabelle 10 CORA; Globale Einstellung der Kreuzkorrelationsbewertung .....	42
Tabelle 11 Parameter der Sensitivitätsanalyse .....	46
Tabelle 12 Ausgeschlossene Fahrzeuge für die weiterführende explorative Datenanalyse .....	58
Tabelle 13 Anzahl der Fälle der Clusteranalyse.....	58
Tabelle 14 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 1 .....	60
Tabelle 15 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 1 .....	61
Tabelle 16 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 3 .....	61
Tabelle 17 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 3 .....	62
Tabelle 18 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 4 .....	63
Tabelle 19 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 4 .....	63
Tabelle 20 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 6 .....	64
Tabelle 21 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 6 .....	64
Tabelle 22 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 7 .....	65
Tabelle 23 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 7 .....	66
Tabelle 24 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 8 .....	67
Tabelle 25 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 8 .....	67
Tabelle 26 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 10 .....	68
Tabelle 27 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 10 .....	68
Tabelle 28 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 11 .....	69
Tabelle 29 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 11 .....	70
Tabelle 30 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 13 .....	71
Tabelle 31 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 13 .....	71
Tabelle 32 LSP Rotierte Faktorladung nach Varimax .....	73
Tabelle 33 Vereinfachte Darstellung der LSP Faktor 1 Ausprägungen .....	74
Tabelle 34 Vereinfachte Darstellung der LSP Faktor 2 Ausprägungen .....	74
Tabelle 35 Vereinfachte Darstellung der LSP Faktor 3 Ausprägungen .....	75
Tabelle 36 Vereinfachte Darstellung der LSP Faktor 4 Ausprägungen .....	75
Tabelle 37 Vereinfachte Darstellung LSP Faktor 5 Ausprägungen .....	75
Tabelle 38 MSP Rotierte Faktorladung nach Varimax .....	76
Tabelle 39 Vereinfachte Darstellung der MSP Faktor 1 Ausprägungen .....	76
Tabelle 40 Vereinfachte Darstellung der MSP Faktor 2 Ausprägungen .....	77
Tabelle 41 Vereinfachte Darstellung der MSP Faktor 3 Ausprägungen .....	77
Tabelle 42 Vereinfachte Darstellung der MSP Faktor 4 Ausprägungen .....	77
Tabelle 43 HSP Rotierte Faktorladung nach Varimax .....	78

Tabelle 44 Vereinfachte Darstellung der HSP Faktor 1 Ausprägungen .....	78
Tabelle 45 Vereinfachte Darstellung der HSP Faktor 2 Ausprägungen .....	78
Tabelle 46 Vereinfachte Darstellung der HSP Faktor 3 Ausprägungen .....	79
Tabelle 47 CORA; Ergebnisse der Bewertung der Simulation.....	80

## Abkürzungsverzeichnis

AIS	Abreviated Injury Scale
AAAM	Association for the Advancement of Automotive Medicine
AHSS	Hochfeste Stähle
ATD	Anthropometrischen Testpuppen
BS	Kopfabstand
c	Schallgeschwindigkeit
CORA	Korrelationsanalyse
$D_{KST}$	Kopfstützenrohrdicke
$E$	Elastizitätsmodul
FEM	Finiter-Elemente-Methode
$F_{x\_low}$	Untere Nackenscherkraft
$F_{x\_up}$	Obere Nackenscherkraft
$F_{z\_up}$	Obere Nackenzugkraft
$F_{z\_down}$	Untere Nackenzugkraft
HCT	Kopfkontaktzeit
$H_{KST}$	Kopfstützenhöhe
HPM	H-Punkt Maschine
HRMD	Head Restraint Measuring Device
HSP	Hohe Aufprallgeschwindigkeit
HWS	Halswirbelsäule
$I$	Raumfestes Koordinatensystem
$K$	Körperfestes Koordinatensystem
KST	Kopfstütze
KMO	Kaiser-Meyer-Olkin-Kriterium
LB	Rückenlehnenbreite
$LH_{LDPzuLQT}$	Rückenlehnenhöhe
LSP	Niedrige Aufprallgeschwindigkeit
MSA	measure of sampling adequacy
MSP	Mittlere Aufprallgeschwindigkeit
MSS	Martensitischer Stahl
$M_{y\_lowExt}$	Unteres Nackenextensionsmoment
$M_{y\_lowFlex}$	Unteres Nackenflexionsmoment
$M_{y\_upExt}$	Oberes Nackenextensionsmoment
$M_{y\_upFlex}$	Oberes Nackenflexionsmoment
NIC	Neck Injury Criteria
$N_{km}$	Verletzungskriterium
RLDP	Rückenlehndrehpunkt
SAHR	Saab Active Head Restraint
SPUL	Spezifische Unfall-Leistung
OEM	Originalausrüstungsherstellers
QTF	Quebec-Task-Force
$\varnothing_{KST}$	Kopfstützenstangendurchmesser
SBD	Rückenlehnenrotation
SBS	Rückenlehneneinsteifigkeit
$SD_{KST}$	Kopfstützenschaumdicke
$SD_{mitte}$	Lehnenschaumdicke Mitte
$SD_{oben}$	Lehnenschaumdicke Oben
$SD_{unten}$	Lehnenschaumdicke Unten
T1x	T1 x-Beschleunigung
$V_{reb}$	Kopfgeschwindigkeit
V&V	Verifizierung und Validierung
WIL	Whiplash Injury Lessening
$X_{KSTzuLQT}$	Abstand Kopfstütze zu Lehnquerträger

$\alpha$	Winkel auf z,y Ebene
$\beta$	Winkel auf x,z Ebene
$\gamma$	Winkel auf y,z Ebene
$\rho$	Dichte
$\omega$	Winkelgeschwindigkeit



# 1 Einleitung

Der Automobilsitz bildet die Schnittstelle zwischen Mensch und Fahrzeug. Seine Entwicklung muss daher schon heute einer Vielzahl an Anforderungen aus den verschiedensten Bereichen genügen, wie beispielsweise: Anforderungen an Komfort, Sicherheit, Funktion, Gewicht, Design, und Herstellbarkeit des Sitzes [1, 2]. Gerade vor dem Hintergrund der zunehmenden Automatisierung des Fahrens ist zu erwarten, dass diese Anforderungen aufgrund der Mehrzahl an Funktionen des Sitzes der Zukunft noch vielfältiger und komplexer werden [3].

Unter Betrachtung von sozioökonomischen Aspekten sind Heckaufprallunfälle im niedrigen Geschwindigkeitsbereich, die Beschwerden im Bereich der Halswirbelsäule (HWS) verursachen, mit Kosten von ca. fünf bis zehn Mrd. Euro in Europa ein zu beachtender Anteil in der Unfallstatistik [1, 2]. Damit Beschwerden oder sogar Verletzungen im HWS Bereich vermieden werden können, vergleichen Verbraucherschutzorganisationen unter anderen biomechanischen Belastungsbewertungen, um einen potenziellen Käufer eines Fahrzeugs über die Sicherheitsaspekte umfassend und verständlich zu informieren. Verbraucherschutzorganisationen der weltweiten „New Car Assessment Programm“ (Global NCAP) untergliedern sich in länderspezifische Verbraucherschutzorganisationen wie z.B. Euro NCAP [4], China NCAP, Japan NCAP und „Insurance Institute for Highway Safety“ (IIHS) und „International Insurance Whiplash Prevention Group“ (IIWPG).

Die Herausforderung für die Automobilhersteller besteht darin, die steigenden und teilweise konträren Anforderungen der verschiedenen Verbraucherschutzorganisationen über alle möglichen Sitzvarianten und Ausstattungsmöglichkeiten innerhalb gesetzten Ziele zu erfüllen. Dazu müssen neue Konzepte, welche die komplexen Anforderungen berücksichtigen, in die Sitzentwicklung integriert werden. Der Einfluss und die Auswirkung von Konzeptänderungen im Sitzdesign auf die Kinematik eines Insassen im Heckaufprall soll daher innerhalb dieser Arbeit untersucht und beschrieben werden.



## 2 Stand der Wissenschaft

In diesem Kapitel werden ein Überblick und eine Einführung zu den relevanten Themengebieten dieser Arbeit gegeben. Dabei werden die für die vorliegende Arbeit relevanten Themengebiete der Anatomie eines Menschen bis einschließlich der angewandten Simulation im Bereich der Sitzentwicklung dargelegt und der entsprechende aktuelle Stand der Technik beschrieben.

### 2.1 Grundlagen der Traumabiomechanik - Verletzungsmechanismen und Kriterien

Die Traumabiomechanik beschreibt das Verhalten des menschlichen Körpers unter mechanischen Belastungen und den dadurch entstehenden Verletzungen. Diese Verletzungen unterscheidet man anhand der Wirkungsdauer der Belastung, die über einen längeren Zeitraum oder als unmittelbare Folgen von einem Unfall entstehen. Innerhalb dieser Arbeit wird der Unfall als ein plötzliches, einmaliges Ereignis näher betrachtet. Pathologische Veränderungen der mechanischen Eigenschaften des Körpers können Nachweise eines Traumas geben. Die Untersuchung von Verletzungsmechanismen im Rahmen biomechanischer Versuche ist aufgrund von ethischer Einschränkungen, welche mit dem Testen von Biomaterialien einhergehen, stark eingeschränkt. Deshalb spielen indirekte Methoden zur Charakterisierung von Verletzungsvorgängen eine tragende Rolle. Zu diesen gehören folgende: [2]

- Mechanische Grundlagen der Biomechanik
- Verletzungskriterien, Verletzungsindizes und Verletzungsrisiko
- Unfallrekonstruktion
- Experimentelle Untersuchungen
- Standardisierte Testverfahren
- Numerische Simulationen

Der Heckaufprall ist eine oft vorkommende Unfallart. Beim Zusammenstoß mit einem vorausfahrenden Fahrzeug ist der Sitz für den Insassen des vorausfahrenden Fahrzeugs das primär wirkende Rückhaltesystem. Innerhalb der Europäischen Union alleine entsteht durch diese Unfallart ein jährlicher sozioökonomischer Schaden von ungefähr 4 Milliarden Euro [5]. Beschwerden im HWS-Bereich entstehen durch eine relativ geringen Geschwindigkeitsänderungen von weniger als 25 km/h [6, 7].

#### **Anatomie der Wirbelsäule**

Die menschliche Wirbelsäule ist die lasttragende Struktur für den Körper. Sie verbindet die Teile des Skelettes miteinander und umhüllt das im Wirbelkanal liegende Rückenmark. Die Wirbelsäule setzt sich aus sieben Halswirbel, zwölf Brustwirbel, fünf Lendenwirbel, dem Kreuz- und Steißbein zusammen. Nebeneinander liegende Wirbelkörper werden durch Zwischenwirbelscheiben getrennt. Die Seitenansicht in Abbildung 1 zeigt die typische Krümmung der Wirbelsäule, die sich in Lordose im Hals- und Lendenbereich und Kyphose im Brustbereich aufteilt.

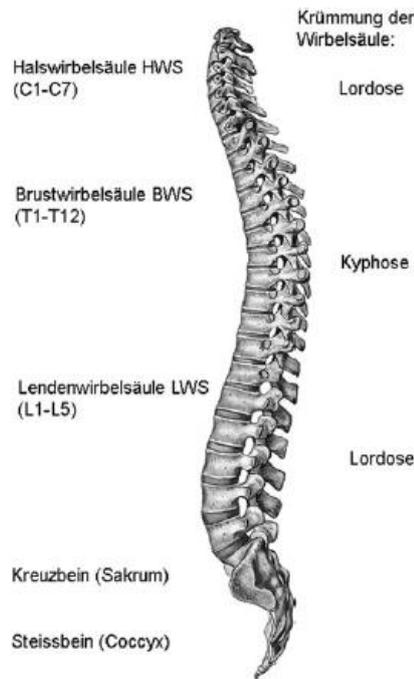


Abbildung 1 Die menschliche Wirbelsäule (Abbildung entnommen aus [8])

Die Halswirbel Atlas (C1) und Axis (C2) unterscheiden sich in ihrer Form von den übrigen Wirbeln. Diese beiden Wirbel bilden das atlanto-axiale Gelenk und ermöglichen durch ihre Form die Drehung des Kopfes. Die anderen Wirbel sind durch ihre Form nicht dafür ausgelegt, eine axiale Rotation zu unterstützen.

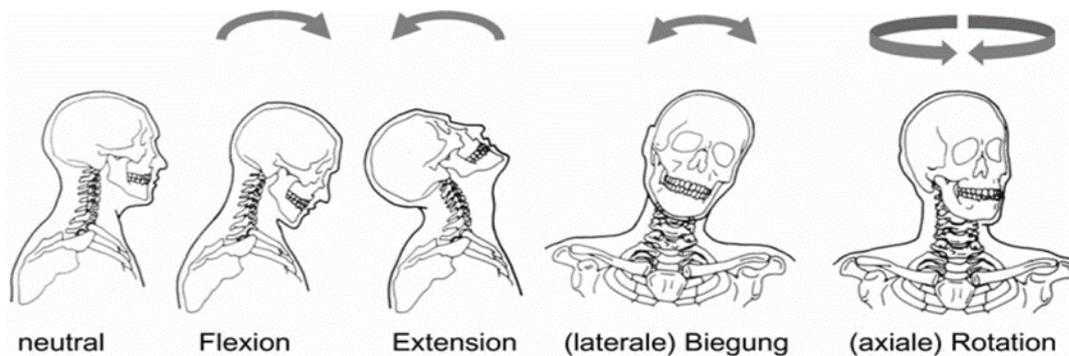


Abbildung 2 Die vier Grundbewegungen von Kopf und Hals (Abbildung entnommen aus [9])

In Abbildung 2 sind die vier Grundbewegungen von Kopf und Hals dargestellt. Flexion beschreibt eine Vorwärtsneigung, Extension eine Rückwärtsneigung, laterale Biegung eine Seitenneigung und axiale Rotation eine Drehung des Kopfes. Zusätzlich können diese Bewegungsabläufe in Kombination durchgeführt werden. Dazu sind neben dem beschriebenen atlanto-axialen Gelenk intervertebrale Gelenke notwendig. Die intervertebrale Gelenke übernehmen zusätzlich Kompressions- und Scherkräfte und Momente. Dazu tragen die Bandscheiben und die Facetten-Gelenke der Wirbelkörper bei.

Die Verletzungsschwere bei Verkehrsunfällen wird durch den Index „Abbreviated Injury Scale“ (AIS) bewertet. Dieser wurde von der „Association for the Advancement of Automotive Medicine“ (AAAM) 1971 als System zur Klassifizierung der Verletzungsschwere entwickelt

[10]. Die AIS-Klassifizierung ordnet jeder Körperregion einen AIS Code von 0 bis 6 zu. AIS 0 beschreibt eine unverletzte Stelle, während AIS 6 eine nicht behandelbare Verletzung beschreibt. Bei den oben beschriebenen HWS-Distorsionen wird vorwiegend auf den Quebec-Task-Force (QTF) Index verwiesen. Dieser wird verwendet, da Verletzungen wie Nackenschmerzen, Kopfschmerzen, Benommenheit und Schwindel mit AIS 1 eingestuft werden. Die QTF beschreibt Weichteilverletzungen und teilt die Symptome und Verletzungen der klinischen Gesichtspunkte in vier Gruppen. [11]

Generell werden Verletzungen an der Wirbelsäule anhand von möglichen Bewegungsrichtungen und möglichen Belastungen induziert (siehe Abbildung 3). Große Kompressionsbelastungen können in einer Fraktur des Atlas (C1) resultieren. Scherbeanspruchung in antero-posteriorer Richtung und axiale Torsion können zu einer Dislokation des atlanto-okzipitalen Gelenks führen. Verletzungen im Bereich der Wirbelsäule werden bei Verkehrsunfällen oftmals durch Kräfte, die durch einen Kopfanprall induziert werden, oder durch eine Kombination aus Biegung mit Axial- oder Scherkräften verursacht.

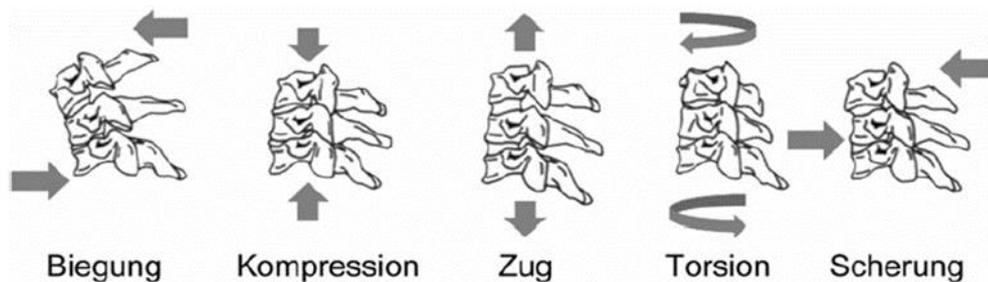


Abbildung 3 Mögliche Belastungen der Halswirbelsäule (Abbildung entnommen aus [12])

Weichteilverletzungen der HWS in Folge eines Heckaufpralls zählen zu den zahlreichsten erlittenen Wirbelsäulenverletzungen im Straßenverkehr. Aktuellen Studien zur Folge sind Frauen bis zu einem Faktor 1,5 bis 3 höherem Verletzungsrisiko im Vergleich zu Männern ausgesetzt [5, 13]. Beschwerden wie Nackenschmerzen, Kopfschmerzen, Benommenheit und Schwindel, bis hin zu Sehstörungen und neurologischen Ausfällen treten typischerweise in Folge eines Schleudertraumata bedingt durch einen Heckaufprall auf. Jährlich betrifft dies ca. 800.000 Europäer [5].

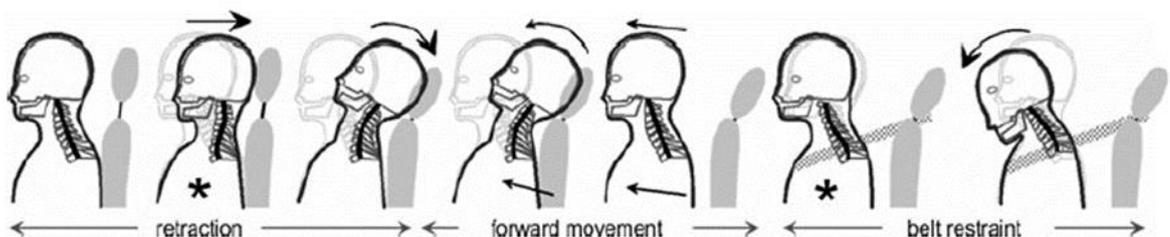


Abbildung 4 Die verschiedenen Phasen während einer Heckkollision (Abbildung entnommen aus [2])

In Abbildung 4 sind die verschiedenen Phasen der Bewegung eines Insassen der ersten Sitzreihe, während eines Heckaufpralls, von Schmitt et al. beschrieben. In der ersten Phase wird der Insasse der ersten Sitzreihe durch den Sitz nach vorne beschleunigt. Diese erste Phase wird

auch als Retraktion beschrieben. Zuerst werden tiefer befindenden Körperteile, die näher in Verbindung mit dem Fahrzeug stehen z.B. Pevlis der an den Sitz über den Gurt umfasst ist, beschleunigt. Da der Kopf frei im Raum steht, wird dieser durch seine Trägheit zeitlich versetzt verzögert. Dieser Schritt wird beschrieben durch eine Flexion im oberen Bereich der Wirbelsäule und eine Extension im unteren Bereich der Wirbelsäule. Der Kopf bewegt sich dadurch gerade relativ zum Oberkörper. Diese Verformung der HWS wird auch S-Verformung genannt und wird besonders relevant für die Verletzungsursache angesehen. Validiert wurde dieser Bewegungsablauf durch unterschiedliche PMTO- und anthropometrische Messpuppen (ATD) Versuche [siehe z.B. [14–18]]. Anschließend geht die gesamte HWS in eine Extensionsphase über, indem der Kopf nach hinten rotiert. In der nächsten Phase wird eine Vorwärtsbewegung des Körpers beschrieben. Die Eigenschaften, wie z.B. Sitzsteifigkeit können diese Phase deutlich beeinflussen. In der letzten Phase wird der Körper durch den Sicherheitsgurt gehalten. Der Gurt bremst den Oberkörper, ab während sich der Kopf weiterhin in einer Vorwärtsbewegung befindet. Dadurch wird eine inverse S-Verformung indiziert. Diese wirkt sich schwächer auf die einzelnen Wirbel aus, da die Kräfte über mehrere Wirbel verteilt werden. In der letzten Bewegung rotiert der Kopf durch eine Flexionsbewegung nach vorne. [2]

### **Verletzungskriterien**

Verletzungskriterien wurden entwickelt, um die Verletzungswahrscheinlichkeit mit Hilfe von standardisierten Prüfmethode zu objektivieren. Anhand von biomechanischen Untersuchungen wurden Grenzwerte vereinbart, die innerhalb von Gesetzen und Protokollen festgehalten wurden. In diesem Abschnitt werden die am häufigsten verwendeten Kriterien und Prüfmittel, die den HWS Bereich betreffen, beschrieben.

Meist werden die folgenden Kinematik beschreibenden Grenzwerte verwendet: Kopfkontaktzeit (HCT), Beschleunigung des T1 Sensor entlang der x-Richtung (T1x) und die erreichte Geschwindigkeit des Kopfes ( $v_{reb}$ ).

Die Nackenscherkraft ( $F_x$ ) und die Nackenzugkraft ( $F_z$ ) werden neben dem Nackenmoment ( $M_y$ ) im oberen und unteren Nackenbereich oft für eine Bewertung der Verletzungswahrscheinlichkeit verwendet. Nach SAE J211 zeigt ein positiver  $F_x$  Wert eine rückwärtige Kopfbewegung relativ zum Torso und ein positiver  $F_z$  Wert eine vom Torso aufwärts bewegende Bewegung an.

Das Verletzungskriterium „Neck Injury Criterion“ (NIC) setzt sich aus der antero-posterior auf den Kopfschwerpunkt wirkenden Beschleunigung relativ zur Beschleunigung des ersten Brustwirbels ( $a_{rel}$ ) und der daraus abgeleiteten Geschwindigkeit ( $v_{rel}$ ) zusammen und wird gemäß Formel 1 berechnet. [19]

$$NIC(t) = 0,2a_{rel}(t) + v_{rel}(t)^2 \quad (1)$$

Das Nackenverletzungskriterium ( $N_{km}$ ) berücksichtigt das potentielle Verletzungsrisiko, das durch eine Kombination aus Kräften und Momenten beschrieben wird (siehe Formel 2). Innerhalb der Formel wird neben der Unterscheidung zwischen der Extension und Flexion auch die anteriore und posteriore Bewegung differenziert. [20]

$$N_{km}(t) = \frac{F_{x\_up}(t)}{F_{int}} + \frac{M_{y\_up}(t)}{M_{int}} \quad (2)$$

Die obere Nackenscherkraft,  $F_{x\_up}$ , und das obere Nackenmoment,  $M_{y\_up}$ , werden mit Sensoren am oberen Halswirbel (C1) der ATD gemessen.  $F_{int}$  und  $M_{int}$  repräsentieren die Referenzwerte, die abhängig von der Bewegungsrichtung unterschiedlich definiert sind.

Neben den beiden angesprochenen Verletzungskriterien wurden noch weitere Kriterien entwickelt, wie das „Lower Neck Load Index“ LNL oder Nij Kriterium. Das LNL Kriterium findet jedoch nur eingeschränkt Verwendung, da bisher kein biomechanischer Zusammenhang zu einem Verletzungsmechanismus bzw. keine Korrelation zum realen Verletzungsgeschehen erarbeitet wurden. Daher wird auf dieses Kriterium innerhalb dieser Arbeit nicht näher eingegangen. [21]

## 2.2 Anthropometrische Testpuppen

In der Fahrzeugsicherheit werden dynamische Aufprallversuche vorwiegend mit ATD durchgeführt, um die zu erwartende Verletzungswahrscheinlichkeit und die Verletzungsschwere von Verkehrsteilnehmern bei Unfällen zu messen. Unterschiedliche ATD finden je nach Lastrichtung für frontale, laterale und heckseitige Fahrzeug- oder Schlittentests entsprechend Verwendung. Zusätzlich unterscheiden sich die auf dem aktuellen Markt befindlichen ATD in ihrer Komplexität und Messgenauigkeit. Dabei wird eine Vereinfachung vorgenommen, damit sowohl die Reproduzierbarkeit von Versuchsergebnissen als auch geringe Kosten, die durch eine aufwändige Kalibrierung einer komplexen ATD ansteigen können, gewährleistet werden kann. Florian Kramer beschreibt in seinem Buch „Integrale Sicherheit von Kraftfahrzeugen“ ausführlich die Historie der verwendeten Testpuppen und deren Einsatz [22].

Aufgrund des Fokus auf den Heckaufprall innerhalb dieser Arbeit werden im folgenden Abschnitt verschiedene Messpuppen vorgestellt, die für die Heckaufprallbelastung ausgelegt wurden. Derzeit werden für die Bewertung des Verletzungsrisikos von Heckaufprallunfälle folgende ATD verwendet: Hybrid-III, BioRID II und THOR.

**Hybrid III** wurde 1972 von „United States Department of Transportation“ (NHTSA) und später „General Motors“ (GM) entwickelt. Dieser ATD, welcher einen 50-Perzentil-Mann repräsentiert, wird derzeit für die Bewertung des dynamischen Verletzungsrisikos nach „Federal Motor Vehicle Safety Standards“ (FMVSS) 202a verwendet. Beschleunigungs- und Drehratensensoren befinden sich im Kopf- und Thoraxbereich sowie im Pelvis. Die ATD diente ursprünglich für die Bewertung eines Frontalaufpralls für höhere Geschwindigkeiten und ist entsprechend ausgelegt. Seemann et. al. befand den Hybrid III Nacken für zu steif im Vergleich zur menschlichen Wirbelsäule [23]. Bruno et. al. hat die Kinematik im Heckaufprall mit einem PMTO verglichen. Zusammenfassend hat Bruno et. al. herausgefunden, dass während das PMTO keine Verletzungsmechanismen aufzeigte, der Hybrid III jedoch sehr hohe Scherkräfte im oberen Nackenbereich gemessen hat. Die Autoren haben zusammengefasst, dass der

menschliche Kopf relativ zum Torso im Aufbau des Hybrid III mit einer nur geringen biofidelen Darstellung berücksichtigt ist [24].

**THOR** ist ein weiter entwickelter 50-Perzentil-ATD des Hybrid III. Dieser ATD ist daraufhin ausgelegt, alle Lastbereiche bis hin zu US NCAP 40 km/h Aufprallunfälle zu bewerten. Im Vergleich zum Hybrid III zeigt dieser ATD eine überarbeitete Biofidelität und erweiterte Sensorik. [25]

**BioRID II** wurde von der Technischen Hochschule Chalmers in Zusammenarbeit mit SAAB und VOLVO entwickelte und seit 2002 von Humanetics vertrieben. Dieser 50-Perzentil-ATD eignet sich durch die biofidele Darstellung der menschlichen Wirbelsäule für Heckaufprallversuche im niedrigen Geschwindigkeitsbereich. Instrumentiert ist der ATD mit Beschleunigungs- und Drehratensensoren am Kopf, C4-, T1-, T8- und L1-Wirbel sowie im Pelvis. Zusätzlich befinden sich Kraft- als auch Momentsensoren im oberen und unteren Nackenbereich. Dadurch ist eine detailliertere Bewertung der Bewegungsabläufe für die Bewertung der Verletzungsmechanismen während eines Heckaufpralls mit niedriger Geschwindigkeit möglich [26]. Dieser ATD findet derzeit in der Bewertung des Verletzungsrisikos durch Verbraucherschutzorganisationen wie z.B. Euro NCAP und RCAR-IIWPG Anwendung. [27, 28]

Abbildung 5 zeigt die Unterschiede zwischen der menschlichen Wirbelsäule, dem Aufbau des Hybrid III und des BioRID II.

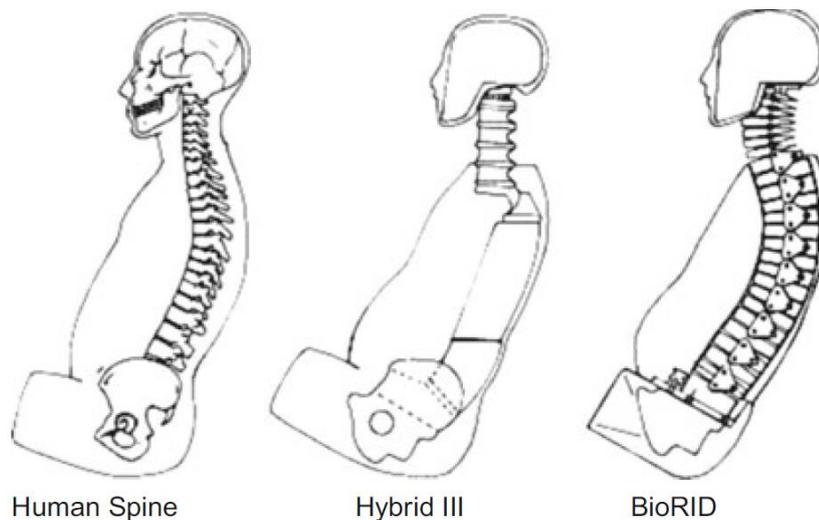


Abbildung 5 Vergleich zwischen menschlicher Wirbelsäule, HYBRID III und BioRID  
(Abbildung entnommen aus [22])

Kleinberger et. al beschreibt in [29], dass die verschiedenen ATD das Risiko eine Verletzung zu erleiden unterschiedlich bewerten. Darüber hinaus wird von Kleinberger et. al. postuliert, dass die ATD ebenfalls unterschiedlich auf Änderungen in den Sitzdesignparameter reagieren und den Verlauf des Risikos dementsprechend abweichend voneinander bewerten. Ein direkter Vergleich zwischen den ATD ist daher nur bedingt möglich.

## 2.3 Verbraucherschutzorganisationen

Verbraucherschutzorganisationen wurden gegründet, um den Verbraucher bzw. den Kunden über die Sicherheit der Fahrzeuge zu informieren. Dadurch sollen Anreize für die Automobilhersteller gesetzt werden. Dabei sind ihre Anforderungen meist wesentlich strenger als korrespondierende Vorschriften von gesetzgebenden Organen. Diese vergeben im Gegensatz zu den Verbraucherschutzorganisationen die Zulassung der Fahrzeuge und setzen somit lediglich ein Mindestmaß an Sicherheit durch. In den letzten 25 Jahren haben sich in verschiedenen Ländern nicht weniger als zehn offizielle Programme etabliert. Dazu gehören Länder mit einem hohen Durchschnittseinkommen wie USA, Japan, Korea, Australien und Europa, aber auch Länder mit einem mittleren Durchschnittseinkommen wie China, Lateinamerika und Südostasien. Auch in Indien werden derzeit Verbraucherschutzprogramme initiiert.

Anforderungen an Lastfälle im Heckaufprall im niedrigen Geschwindigkeitsbereich sind derzeit neben den gesetzlichen Anforderungen aus der FMVSS 202a in folgenden Verbraucherschutzorganisationen verankert: IIHS (USA), Euro NCAP (Europe), Australasian NCAP (Australien und Neuseeland), J NCAP (Japan), K NCAP (Korea), China NCAP (China) und C IASI (China). Alle genannten Verbraucherschutzorganisationen bewerten die Verletzungswahrscheinlichkeit während eines Heckaufpralls im niedrigen Geschwindigkeitsbereich ausschließlich anhand des BioRID II. Abweichend davon wird nur die Verletzungswahrscheinlichkeit im Rahmen der FMVSS 202a durch den Hybrid III bewertet.

Seit der Gründung von Euro NCAP im Jahre 1997 wurden die Kriterien und Protokolle der Euro NCAP von anderen Verbraucherschutzorganisationen übernommen. Daher ist oft eine ähnliche Vorgehensweise zu erkennen und ermöglicht dadurch die Nutzung von Synergien in der Entwicklung. Die Prüfprotokollen und Anforderungen der einzelnen Verbraucherschutzorganisationen unterscheiden sich jedoch durch geringfügigen Abweichungen, wodurch die lokale Marktgegebenheiten und Besonderheiten berücksichtigt werden. [30]

Zusammenfassend sind in Tabelle 1 die angewandten biomechanischen Verletzungskriterien für den dynamischen Lastfall der einzelnen Organisationen aufgelistet.

Tabelle 1 Vergleich der dynamischen Bewertungskriterien der Verbraucherschutzorganisationen

	<b>IIHS/ IIWPG</b>	<b>Euro NCAP</b>	<b>A NCAP</b>	<b>J NCAP</b>	<b>K NCAP</b>	<b>China NCAP</b>	<b>C IASI</b>
<b>Verletzungs- kriterium</b>	HCT, T1x, F <sub>x-up</sub> , F <sub>z-up</sub>	NIC, N <sub>km</sub> , HCT, V <sub>reb</sub> , F <sub>x-up</sub> , F <sub>z-up</sub> , T1x	NIC, N <sub>km</sub> , HCT, V <sub>reb</sub> , F <sub>x-up</sub> , F <sub>z-up</sub> , T1x	HCT, NIC, F <sub>x-up</sub> , F <sub>x-low</sub> , F <sub>z-up</sub> , F <sub>z-low</sub> , M <sub>y-up</sub> , M <sub>y-low</sub>	HCT, T1x, F <sub>x-up</sub> , F <sub>z-up</sub> , V <sub>reb</sub> , NIC	NIC, F <sub>x-up</sub> , F <sub>x-low</sub> , F <sub>z-up</sub> , F <sub>z-low</sub> , M <sub>y-up</sub> , M <sub>y-low</sub>	HCT, T1x, F <sub>x-up</sub> , F <sub>z-up</sub>
<b>Puls</b>	16 km/h	SRA 16 km/h, IIWPG 16 km/h, SRA 24 km/h	16 km/h	20 km/h	16 km/h	16 km/h	16 km/h

In Tabelle 2 sind die Euro NCAP Bewertungskriterien aufgelistet, anhand derer die Sitztypen mittels dynamische Testverfahren bewertet werden. Euro NCAP bewertet anhand von drei verschiedenen Pulsen, näher beschrieben in 4.1.1, die Verletzungswahrscheinlichkeit. Die Bewertung der Verletzungswahrscheinlichkeit verteilt sich linear zwischen 0 und 1 Punkt von dem unteren zum oberen Kriterium. Bei einem unterschreiten der Anforderungen der Kappungsgrenze werden keine Punkte für den gesamten Versuch und somit für die anderen Kriterien vergeben.

Tabelle 2 Bewertungskriterien der Euro NCAP für den Heckaufprall mit niedriger Geschwindigkeit

	<b>LSP</b>			<b>MSP</b>			<b>HSP</b>		
	Oberes Kriterium	Unteres Kriterium	Kappungs-grenze	Oberes Kriteriu m	Unteres Kriterium	Kappungs-grenze	Oberes Kriterium	Unteres Kriterium	Kappungs-grenze
<b>NIC (m<sup>2</sup>/s<sup>2</sup>)</b>	9.00	15.00	18.30	11.00	24.00	27.00	13.00	23.00	25.50
<b>N<sub>km</sub></b>	0.12	0.35	0.50	0.15	0.55	0.69	0.22	0.47	0.78
<b>V<sub>reb</sub> (m/s)</b>	3.0	4.4	4.7	3.2	4.8	5.2	4.1	5.5	6.0
<b>F<sub>x</sub> (N)</b>	30	110	187	30	190	290	30	210	364
<b>F<sub>z</sub> (N)</b>	270	610	734	360	750	900	470	770	1024
<b>T1x (g)</b>	9.40	12.00	14.10	9.30	13.10	15.55	12.50	15.90	17.80
<b>HCT (ms)</b>	61	83	95	57	82	92	53	80	92

## 2.4 Strategien zur Reduzierung des Verletzungsrisikos

Für eine Reduzierung des Verletzungsrisikos ist es essentiell, die Auswirkung von Sitzdesignparameter auf die Kinematik des zu betrachtenden ATD beschreiben zu können. Damit ist es möglich, ausgehend von einem vorhandenen Sitz, Maßnahmen zu implementieren, welche das Verletzungsrisiko reduzieren.

In Tabelle 3 sind oft genannte Sitzdesignparameter und deren Effekte auf die Kinematik der jeweiligen ATD chronologisch sortiert und zusammengefasst. Die Auflistung der Tabelle 3 beschränkt sich auf Untersuchungen mit einer ATD. Die aufgezählten Maßnahmen beschränken sich auf Untersuchungen zu der Sitzlehnensteifigkeit(SBS), Kopfabstand (BS), Kopfstützenhöhe relativ zur Position des Kopfes (H<sub>KST</sub>) und der Schaumdicke (SD).

Tabelle 3 Einfluss von Sitzdesignparameter auf die Kinematik einer ATD

Referenz	Jahr	ATD	Maßnahme	Effekt	Kommentar
Foret-Bruno et al. [24]	1991	Hybrid III	↓ SBS	↓ $F_x, F_z,$ $\Delta\Theta_{HT}$	
Foret-Bruno et al. [24]	1991	Hybrid III	↓ BS	↓ $F_x, \Delta\Theta_{HT}$	
Svensson et al. [31]	1993	Hybrid III	↓ BS	↓ $\Delta\Theta_{HT}$	
Viano et al. [32]	1995	Hybrid III	↓ BS	↓ $\Delta\Theta_{HT}$	
Viano et al. [32]	1996	Hybrid III	↓ $H_{KST}$	↓ $\Delta\Theta_{HT}$	
Kleinberger et al. [33]	1999	Hybrid III	↓ $H_{KST}$	↓ $F_z, NIC, N_{ij}$	
Hofinger et al. [34]	1999	Hybrid III	↓ BS	↓ $\Delta\Theta_{HT}$	Verteilung der Härte des Schaums
Wiklund et al. [35]	1998	Hybrid III	↓ BS	↓ $\Delta\Theta_{HT}, NIC$	SAHR
Kleinberger et al. [33]	1999	Hybrid III	↓ BS	↓ $F_z, NIC,$ $N_{ij}, M_y$	
Watanabe et al. [36]	1999	Hybrid III	↓ SBS	↓ $M_y$	
K.-U. Schmitt et al. [37]	2003	BioRID	SD	↓ NIC	Visco-elastischer Schaum
Szabo et al. [38]	2003	BioRID P3	SD		Einfluss durch Schaum gering
Viano et al.[39]	2003	Hybrid III	↑ SBS	↓ HCT; ↑ NIC	
Kleinberger et al. [29]	2007	BioRID II	↑ SBS	↓ $\Delta\Theta_{HT}$	
Kleinberger et al. [29]	2007	Hybrid III	↑ SBS	↑ $\Delta\Theta_{HT}$	
Locke et al. [40]	2009	Hybrid III	↓ BS	↓ $\Delta\Theta_{HT}$	
Yang et al.[41]	2012	BioRID II	↑ BS	↑ $F_x, F_z,$ NIC, Nkm,	
Yang et al.[41]	2012	BioRID II	↑ SBS	↑ $T1_x, F_x,$ NIC, Nkm	Nur geringe Erhöhung in $F_x, NIC, Nkm$
Sendur et al. [42]	2014	BioRID II	↑ BS	↑ $M_{y, Ext}, N_{km}$	
Broos et al.[43]	2016	BioRID II	↑ BS	↑ NIC, $F_z,$ $M_y$	
Yim et al. [44]	2016	BioRID II	↑ BS	↑ NIC	

Anhand der in Tabelle 3 zusammengefassten Veröffentlichungen ist zu erkennen, dass Untersuchungen der Sitzdesignparameter mit dem Hybrid III von 1991 bis 2009 häufig durchgeführt wurden. Diese Untersuchungen hatten zum Ziel, Korrelationen zwischen Sitzdesignparameter und Verletzungskriterien zu identifizieren. Die gesetzlichen Anforderungen der FMVSS 202a, welche Verletzungswahrscheinlichkeiten anhand eines Hybrid III bewerten, wurden 2004 veröffentlicht [45].

Im Jahr 1999 hat die Universität Chalmers die Entwicklung des BioRID II abgeschlossen. Durch diese ATD wurde die Wirbelsäule in einer detaillierteren Biofidelität dargestellt [26]. In [29, 46] wird gezeigt, dass der BioRID II das Verletzungsrisiko im Vergleich zum Hybrid III unterschiedlich bewertet. Dies bedeutet, dass ein Sitz, welcher nach der Prüfvorschrift der FMVSS 202a untersucht wurde, nicht zwangsläufig eine gute Bewertung nach IIHS/IIWPG sicherstellt und umgekehrt.

Anhand von Tabelle 3 ist zu erkennen, dass ab dem Jahr 2007 Validierungen der Verletzungswahrscheinlichkeit mittels eines BioRID II vermehrt durchgeführt wurden. Diese Untersuchungen sind auf die Veröffentlichung der Anforderungen durch IIHS und Euro NCAP im Jahre 2008 und 2009 zurückzuführen [27, 28].

Neben den Untersuchungen der geometrischen Einflussparameter wurden verschiedene Systeme entwickelt, durch welche die Verletzungswahrscheinlichkeit reduziert werden sollte. 1997 veröffentlichte Saab das „Saab Active Head Restraint“ (SAHR) System. Das System soll die Kräfte, die auf den Insassen im Nackenbereich während eines Heckaufpralls wirken, reduzieren, indem der Kopfabstand vor dem Anprall des Kopfes reduziert wird [35]. Volvo veröffentlichte 1998 das „WhiPS“ System, welches die Insassenbeschleunigung, die relative Bewegung des Insassen im Nackenbereich und die Vorwärtsbewegung in den Gurt reduzieren sollte [47]. Toyota führte 1998 das „Whiplash Injury Lessening“ (WIL) System ein. Dieses System basierte auf einer Verbesserung der Geometrie und einer weicheren Rückenlehne, wodurch die kinetische Energie gezielt abgebaut wird [48]. Die Verletzungswahrscheinlichkeit der vorgestellten Systeme sind mittels eines Hybrid III und nach den Anforderungen der FMVSS 202a bewertet worden.

In [41] optimierten Yang et. al. sieben Variablen an einem vereinfachten Sitzmodell anhand von Mehrkörpersimulationen. Das für diese Untersuchung zur Verfügung stehende Modell wurde über einen Pendelversuch validiert. Zusammenfassend postuliert Yang et. al., dass der Kopfabstand und eine korrekt eingestellte Kopfstützenhöhe eine essentielle Rolle in der Verringerung des Verletzungsrisikos spielt. Der reduzierte Kopfabstand zeigt in dieser Arbeit einen Effekt auf die obere Nackenscher- und Nackenzugkraft, NIC und  $N_{km}$ . Die Rückenlehnenrotation (SBD) zeigt den größten Einfluss auf die T1x Beschleunigung. In [44] wird ebenfalls eine Reduzierung des NICs durch einen geringeren BS beschrieben.

Detailliertere Beschreibungen anderer Sitzdesignparameter neben dem Kopfabstand, SBS und Schaumdicke wurden in den bisher veröffentlichten Untersuchungen nicht betrachtet. Kim et al. beschreibt Unterschiede in der initialen Sitzposition, die sich durch Fertigungstoleranzen der Sitze ergeben. Daraufhin wurden erhöhte Messschwankungen der Verletzungswahrscheinlichkeit durch den BioRID II festgestellt. [49]

Die Anzahl an verschiedenen Anforderungen sind weltweit durch die Global NCAP deutlich angestiegen. Sitzsysteme der einzelnen Hersteller haben sich daher auf die speziellen Anforderungen vermehrt angepasst [50].

Damit das Verletzungsrisiko gesenkt werden kann, ist es essentiell, die Kinematik des ATD gezielt zu beeinflussen. In [51] hebt Kleinberger et. al. zusammenfassend hervor, dass eine optimale Reduzierung des Verletzungsrisikos dadurch ermöglicht wird, wenn der Sitz mit der Kopfstütze (KST) als ein einheitliches System ausgelegt wird. Darüber hinaus wird hervorgehoben, dass die Auftretende Verletzungswahrscheinlichkeit während eines Heckaufpralls im niedrigen Geschwindigkeitsbereich nicht durch einzelne Parameter vorhergesagt werden kann, wie z.B. SBS oder Kopfabstand, da der Vorgang eine hohe Komplexität aufweist. Dieser Vorgang beinhaltet sowohl die Ankopplung des Kopfes an die Kopfstütze als auch des Torsos mit der Lehne.

## 2.5 Mehrkörpersysteme

Mehrkörpermodelle bezeichnen ein System, das aus starren, gelenkig miteinander verbundenen Körpern zusammengesetzt wird. Diese Körper werden jeweils mit einer translatorischen und rotatorischen Bewegung beschrieben, sofern die Anbindungen an die benachbarten Körper eine solche Bewegung erlauben. Die Finite-Elemente-Methode (FEM) ermöglichen jedoch detaillierte Parameterstudien, jedoch ist für ein FEM-Modell ein höherer Vernetzungsaufwand

erforderlich. Eine deutliche Reduzierung der Kosten und Entwicklungszeit ist mittels numerischen Modellen und den früher verfügbaren Aussagen relativ zu einer Hardware Betrachtungen aus Serienwerkzeugen möglich.

In diesem Kapitel werden hierfür die kinematischen Grundlagen erläutert, die für die objektive Beschreibung und Berechnung von Mehrkörpersystemen erforderlich sind. Dafür werden die vorherrschenden Koordinatensysteme und Transformationsregeln beschrieben, die für eine einheitliche und vergleichbare Beschreibung der Bewegung im Raum verwendet wurden.

Die Achsenbeschriftung und Vorzeichenkonvention sind in der DIN ISO 8855:2013-1. Die Vorschrift für die körperfesten Bezugspunkte sind innerhalb der SAE J211-1 definiert.

In Abbildung 6 und Abbildung 7 ist das Fahrzeugbezugssystem sowie die Bezugssysteme der ATD dargestellt.

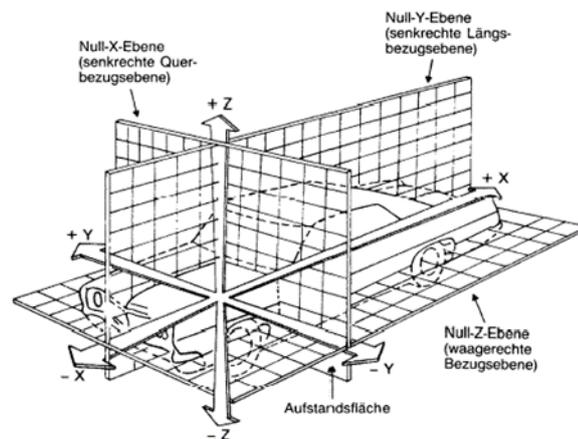


Abbildung 6 Dreidimensionales Bezugssystem im Automobil (Abbildung entnommen aus [52])

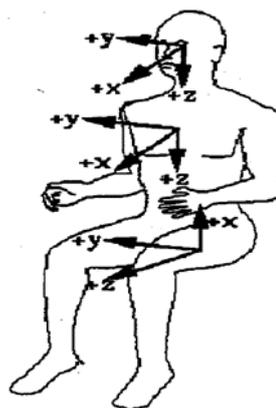


Abbildung 7 Bezugssystem einer sitzenden ATD (Abbildung entnommen aus [53])

Beide Koordinatensysteme formen eine orthonormale Basis  $e = [e_x, e_y, e_z]^T$ . Innerhalb des raumfesten Koordinatensystems ( $I$ ), auch Inertia System genannt, folgen die Beschleunigungen dem Newtonschen Bewegungsgesetz und werden für das Aufstellen von Bewegungsgleichungen verwendet. Anhand des körperfesten Koordinatensystems ( $K$ ) lassen sich Eigenschaften einzelner Körper, wie z.B. des Kopfs eines ATD, beschreiben. Die aufgenommenen Bewegungen innerhalb des körperfesten Koordinatensystems werden mithilfe

einer Transformationsmatrix um die jeweilige Rotationsachse in das Inertia Koordinatensystem transformiert.

$$R_x = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \\ 0 & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \end{pmatrix}; R_y = \begin{pmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{pmatrix}; R_z = \begin{pmatrix} \cos(\gamma) & -\sin(\gamma) & 0 \\ \sin(\gamma) & \cos(\gamma) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$${}^{KI}A = R_x \cdot R_y \cdot R_z \tag{3}$$

$${}^{KI}A = \begin{pmatrix} \cos(\beta) \cos(\gamma) & \cos(\alpha) \sin(\gamma) + \sin(\alpha) \sin(\beta) \cos(\gamma) & \sin(\alpha) \sin(\gamma) - \cos(\alpha) \sin(\beta) \cos(\gamma) \\ -\cos(\beta) \sin(\gamma) & \cos(\alpha) \cos(\gamma) - \sin(\alpha) \sin(\beta) \sin(\gamma) & \sin(\alpha) \cos(\gamma) + \cos(\alpha) \sin(\beta) \sin(\gamma) \\ \sin(\beta) & -\sin(\alpha) \cos(\beta) & \cos(\alpha) \cos(\beta) \end{pmatrix}$$

Damit eine Bewegung im Raum zueinander verglichen bzw. veranschaulicht werden kann, muss die Bewegung auf ein einheitliches Koordinatensystem transformiert werden.

## 2.6 Finite-Elemente-Methode

Bei einer detaillierteren Beschreibung der kinematischen Abläufe wird auf die Berechnungen mittels der FEM zurückgegriffen. Dadurch kann eine schnellere und optimierte Entwicklung des Fahrzeuges erreicht werden. In diesem Kapitel wird die verwendete explizite Integrationsmethode und das in dieser Arbeit verwendete FEM-Programm ABAQUS Explizit beschrieben.

Die FEM ist ein numerisches Näherungsverfahren. Der Unterschied der FEM zu den klassischen numerischen Verfahren (Gaußsches Eliminationsverfahren, Newtonverfahren) liegt darin, dass sich die Ansatzfunktionen nur über definierte Teilgebiete und nicht über eine gesamte Struktur erstrecken. Die Näherungslösung der gesamten Struktur setzt sich aus den Lösungen der Teilgebiete zusammen. Diese Teilgebiete werden als Elemente, die Verbindungspunkte zu den angrenzenden Elementen als Knoten bezeichnet.

Durch die anschließende Elementierung wird ein beliebig verformbarer Körper in einzelne endliche Teile zerlegt, die in den Knotenpunkten zusammenhängen. Aus den endlich vielen Knotenpunktparametern der Einzelteile kann eine Näherungslösung für das stetige, idealisierte Gesamtgebilde gewonnen werden. Durch das Diskretisieren wird die globale Verformung des Körpers auf eine Summe von endlichen, diskreten Einzelverformungen der Elemente reduziert. Die einzelne Elementverformung stellt sich wiederum als Produkt aus den Verschiebungen der Randknoten und den sogenannten Ansatz- oder Formfunktionen dar. Diese Ansatzfunktionen sind unabhängig von den Knotenverschiebungen und ermöglichen die Ermittlung der Elementverzerrung zwischen den begrenzenden Eckpunkten. Je nach Ordnung der gewählten Ansatzfunktion steigt die Komplexität der abbildbaren Elementverformung und damit auch die zur Lösung des Gleichungssystems notwendige Rechenleistung. Entsprechend der gewählten Theorie, Elementierung oder Elementansatzfunktionen, ist anschließend das Gleichungssystem mit Hilfe von gewöhnlichen Differentialgleichungen aufzustellen.

Hierzu werden hauptsächlich zwei Verfahren eingesetzt, die implizite oder die explizite Integration. Je nach Anwendungsfall und Randbedingungen wird zwischen den Verfahren gewählt.

Die explizite Integration ermittelt die Lösungen für  $x$  und  $\ddot{x}_n$  für die Zeitpunkte  $t_{n+1}$  sowie für  $t_{n+1/2}$  nach dem zentralen Differenzverfahren. Für die nicht notwendigerweise äquidistanten Zeitschrittweiten gilt dabei:

$$\Delta t_{n+1/2} = t_{n+1} - t_n \quad (4)$$

$$\Delta t_n = 1/2(\Delta t_{n+1/2} - \Delta t_{n-1/2}) \quad (5)$$

Für die gesuchten Größen ergeben sich:

$$\dot{x}_{n+1/2} = \dot{x}_{n-1/2} + \Delta t_n \cdot \ddot{x}_n \quad (6)$$

$$\ddot{x}_{n+1} = M^{-1} \cdot (F_{n+1} - K \cdot x_{n+1}) \quad (7)$$

Die gesuchten Werte  $x_{n+1}$  lassen sich direkt aus den vorangegangenen Werten  $x_n$  und  $x_{n+1}$  allein durch Funktionsauswertungen ermitteln, ohne dass ein implizites Gleichungssystem gelöst werden muss.

Im Gegensatz zur impliziten Teilschrittintegration, welche stabil ist, ist die explizite Zeitschrittintegration instabil bzw. nur bedingt stabil. Einen zusammenfassenden Überblick der Unterschiede zwischen impliziten und expliziten Integrationsverfahren zeigt die nachfolgende Tabelle 4.

Tabelle 4 Vergleich von impliziter zu expliziter Berechnungsmethode

	<b>Implizit</b>	<b>Explizit</b>
<b>Bedingungslose Stabilität</b>	Ja	Nein
<b>Zeitschrittweite</b>	Groß	Klein
<b>Anzahl der Zeitschritte</b>	Wenige	Viele
<b>Rechenaufwand pro Zeitschritt</b>	Groß	Klein
<b>Zusammenhang zwischen Zeitschritt und Elementkantenlänge</b>	Nein	Ja
<b>Anwendungsbereich</b>	Quasistatische oder statische Vorgänge	Hochdynamische Vorgänge

Der Einsatz des expliziten Integrationsverfahrens führt zu spezifischen Randbedingungen, die sich auf den eigentlichen Simulationsprozess auswirken und vom Anwender schon bei der Netzgenerierung zu beachten sind.

### **Stabilitätsgrenze**

Der größte Nachteil der expliziten Integrationsmethode ist die eingeschränkte numerische Stabilität. Die Ermittlung des Modellzustandes zum Zeitschritt ( $\Delta t_n$ ) basiert auf den Zustand des Modells zum Zeitpunkt ( $t_n$ ). Das heißt, eingebrachte Störungen klingen nie ab. Die maximale Zeitspanne, um die der Zustand dabei weiterentwickelt werden kann, so dass die Problemstellung weiterhin exakt wiedergegeben wird, ist typischerweise relativ kurz.

Wenn der Zeitschritt größer als diese maximale Zeitspanne ist, überschreitet er die Stabilitätsgrenze. Dies kann zu numerischen Instabilitäten führen, die sich in einer unkontrolliert divergierenden Lösung auswirkt. Die Zuverlässigkeit und Genauigkeit der

Lösung hängt dabei sehr stark von der Stabilitätsgrenze ab. Eine exakte Bestimmung der Stabilitätsgrenze ist oftmals nicht möglich. Der gewählte Zeitschritt sollte so nahe wie möglich an der Stabilitätsgrenze liegen, ohne sie jedoch zu überschreiten.

Die Stabilitätsgrenze ergibt sich anschaulich als die Zeit, die eine Welle zur Überwindung der durch die charakteristische Elementlänge definierten Entfernung benötigt.

Die Stabilitätsgrenze kann wie folgt definiert werden:

$$\Delta t_n \leq \Delta t_{crit} = \frac{L}{c} \quad (8)$$

Wobei  $c$  die Schallgeschwindigkeit des jeweiligen Materials und  $L$  die charakteristische Elementlänge ist. Folgend ist die Stabilitätsgrenze umso niedriger, je niedriger die Elementlänge ist. Die jeweilige Schallgeschwindigkeit ist eine Materialeigenschaft. Sie ergibt sich zu:

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (9)$$

$E = \text{Elastizitätsmodul}; \rho = \text{Dichte}$

Je steifer das Material ist, umso höher ist die Schallgeschwindigkeit, was eine niedrigere Stabilitätsgrenze zur Folge hat. Je höher die Dichte dagegen ist, umso niedriger ist die Schallgeschwindigkeit, das zu einer höheren Stabilitätsgrenze führt.

### Massenskalierung

Da die Stabilitätsgrenze von der Dichte des Materials abhängt, kann unter bestimmten Umständen die Effizienz der Lösung eines Problems dahingehend gesteigert werden, indem die Dichte entsprechend skaliert wird. So beinhalten viele Gesamtfahrzeugmodelle eine Anzahl relativ kleiner und ungünstig geformter Elemente, welche die Stabilitätsgrenze bestimmen. Die Massenskalierung muss generell mit Vorsicht angewandt werden, da ein deutlicher Massenzuwachs das Verhalten des Modells grundsätzlich verändern kann.

### Hourglassing

Bei linearen Elementen mit reduzierter Integration kann unter bestimmten Belastungszuständen das sogenannte Hourglassing auftreten. Dabei handelt es sich um ein Verformungsmuster, welches einen numerischen und keinen physikalischen Ursprung hat.

Die Elementverzerrungen sind Verformungsmoden, die Nullenergiezuständen entsprechen. Wenn sich das Element aufgrund der Belastung um den Integrationspunkt herum verformt, wird dies am Integrationspunkt nicht gemessen. Dies führt dazu, dass alle Spannungen und Dehnungen im einzigen Integrationspunkt des Elements gleich Null sind. Somit erzeugt eine Verformung des Elements keine Verformungsenergie. In groben Netzen kann sich dieses Verformungsmuster durch das Netz fortsetzen, bzw. fortbewegen, wodurch ungenaue Berechnungsergebnisse entstehen können.

## 2.7 Validierungsmethoden von Simulationsergebnissen

Eine Simulation mittels FEM stellt nie die gesamte Realität dar. Ein FEM Modell muss ausreichend genau beschrieben sein, damit die zu untersuchende Fragestellung hinreichend genau beantwortet werden kann. Dabei gilt es, das betrachtete Modell so vereinfacht wie möglich, aber genau wie nötig, aufzubauen.

Ein wichtiger Bestandteil der Simulation ist die Güte des Modells anhand eines Abgleichs mit der Realität, der einer Untersuchung voransteht. Dabei wird überprüft, inwieweit das Modell hinreichend genau anhand von zutreffenden physikalischen Eigenschaften und Randbedingungen beschrieben wurde.

Das Vorgehen dazu ist in der Leitlinie „Guide for Verification and Validation in Computational Solid Mechanics“ von der American Society of Mechanical Engineers (ASME) definiert. Darin wird die Verifizierung und Validierung (V&V) beschrieben. Aufgrund der schnellen Entwicklung auf dem Gebiet der Simulation durch die stetig verbesserte Speicher- und Rechenkapazität wird die vorliegende Leitlinie als gemeinsame Sprache und Definition eines allgemeinen Prozesses für V&V spezifische Anwendungen verstanden. Sie stellt keine Schritt-für-Schritt Anleitung dar. Verifizierung muss der Validierung vorangestellt sein.

Die Begriffe Verifizierung und Validierung unterscheiden sich folgendermaßen. Durch die Verifizierung wird überprüft, inwieweit die zugrunde liegenden Gleichungen richtig gelöst wurden. Durch die Validierung wird überprüft, inwieweit die richtigen Gleichungen gelöst wurden. [54]

Reale Systeme, die aus mehreren Teilsystemen bestehen, wie beispielsweise ein System aus Sitz- und Insassenmodell sowie der Belastung während eines Heckaufprall im niedrigen Geschwindigkeitsbereich, sind generell sehr komplex. Damit ein solches System valide aufgebaut werden kann, wird empfohlen, von der Komponente hin zum Gesamtsystem die Anforderungen zu prüfen und zu validieren.

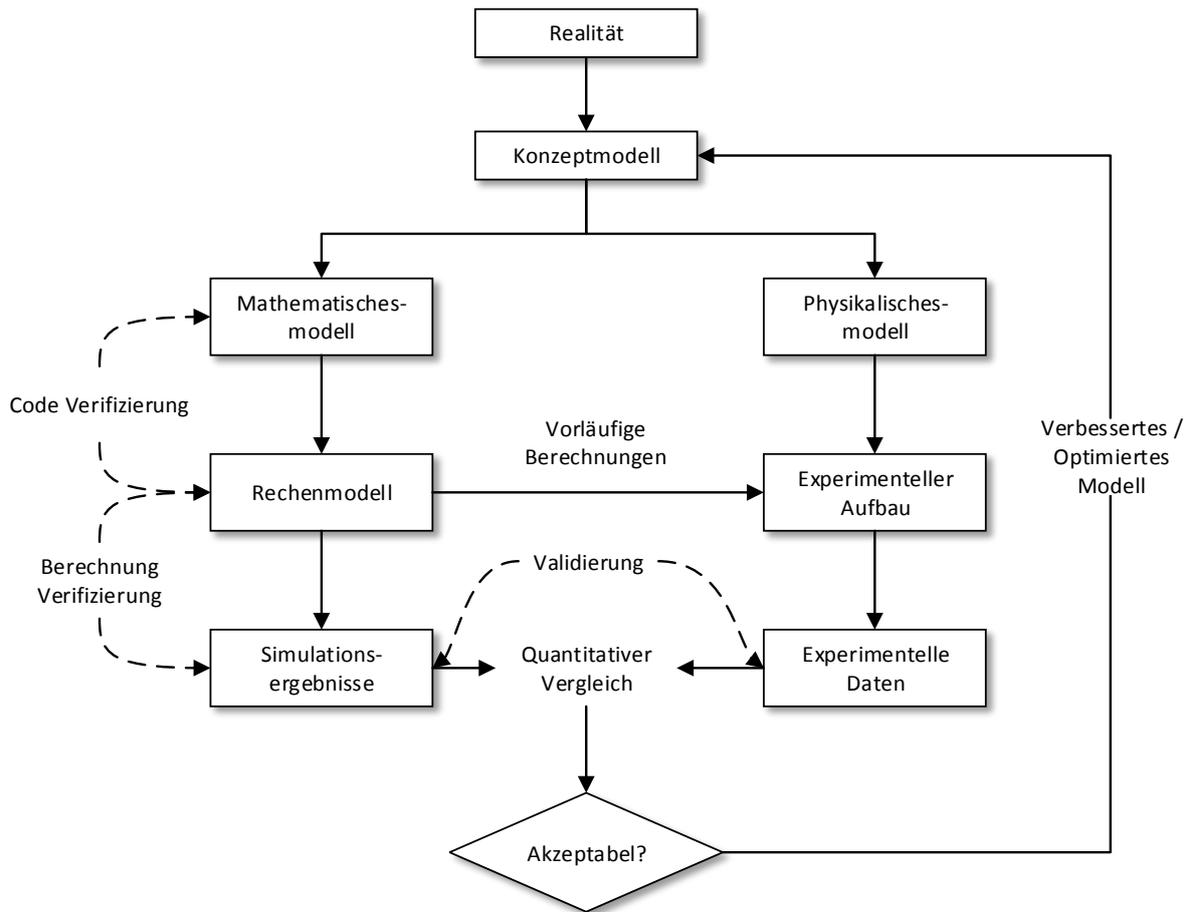


Abbildung 8 Verifikation und Validierung, V&V, Flussdiagramm (Abbildung entnommen aus [54])

Die Validierung eines komplexen Gesamtsystems kann problematisch werden, wenn der Abgleich nur mit den Daten aus einem Versuch mit dem Gesamtsystem besteht, ohne dieses zuvor auf Komponentenbasis abzugleichen. Dies ist insbesondere dann der Fall, wenn die Einzelkomponenten und -systeme komplexe Verbindungen, Oberflächen oder nicht lineare Eigenschaften aufweisen. Dadurch wird es deutlich schwieriger, Zusammenhänge und die Kausalität für eine Abweichung zu identifizieren. Selbst bei einer guten Vergleichbarkeit der Ergebnisse ist es möglich, ein schlechtes Modell vorliegen zu haben. Ein Ergebnis zu erzielen, welches zufällig der Realität entspricht, ist durch das gegenseitige Aufheben von Fehler durch die einzelnen Abweichungen der Einzelkomponenten möglich. Damit dies vermieden werden kann, ist das Vorgehen der Leitlinien der ASME empfohlen, siehe Abbildung 8.

Eine wichtige Frage der Validierung ist, welche Kriterien die Qualität eines Modells bestimmen. Ein Modell gilt als validiert, wenn die Ergebnisse der Simulation den Anforderungen der im Vorfeld getroffenen Gütekriterien erfüllen.

Als objektives Gütekriterium hat sich die CORA-Methode in der Validierung von FE Menschmodellen etabliert. Dabei wird die Korrelation zweier Signale zueinander anhand eines objektiven Wertes zwischen 0 (keine Übereinstimmung) und 1 (perfekte Übereinstimmung) mittels von einem Wert beschrieben. Bewertet wird hierbei die Referenzkurve, die aus einen oder mehreren Realversuchen sowie einem Signal, bestehend aus der zu bewertenden

Vergleichskurve, gebildet wird. Der Wert wird durch verschiedene angewandte Methoden, dargestellt in Abbildung 9, gebildet. Die dargestellten Methoden unterteilen sich in Korridorbewertung, eine Bewertung die durch die Referenzkurve gebildet wird und Punkte zwischen 0 und 1 abhängig von der Entfernung der zu bewertenden Kurve zur Referenzkurve innerhalb des Korridors vergibt, und Kreuzkorrelationsbewertung, die sich durch eine Bewertung der Phasenverschiebung, Größe und Form der zu bewertenden Kurve zur Referenzkurve ergibt. Diese einzeln in der unteren Abbildung aufgeführten Bewertungsschritte werden in dem Prozess zueinander gewichtet und in einer abschließenden Gesamtbewertung zusammengeführt. [55]

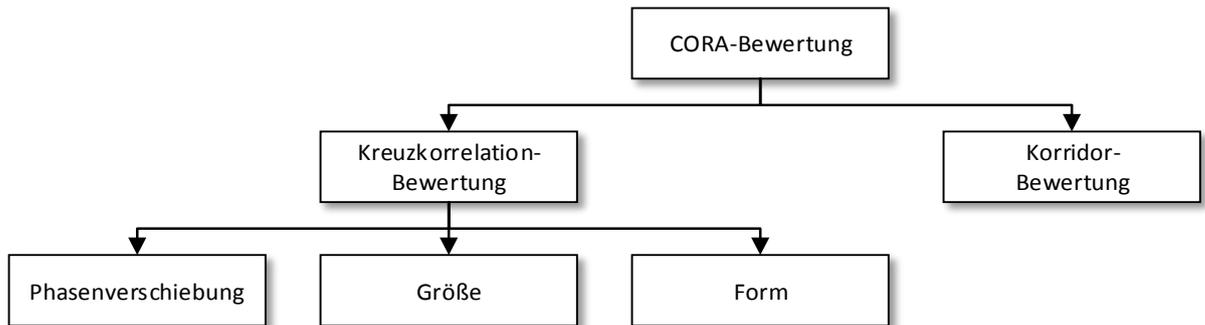


Abbildung 9 CORA Bewertung; enthaltene Methoden

Die Güte der Simulation, beschrieben durch die CORA Bewertung, wird anschließend über die Einteilung der ISO/TS18571 Bewertungsrichtlinie klassifiziert. Anhand dieser Einteilung kann die Biofidelität der Bewegung beurteilt werden (siehe Tabelle 5).

Tabelle 5 Biofidelitätsbewertung nach ISO/TS18571 [56]

von	bis	Bewertung	Beschreibung
0,94	1,0	sehr gut	Annähernd perfekte Korrelation zwischen den Signalen
0,8	0,94	gut	Signalverlauf und die meisten Merkmale vergleichbar, aber Unterschiede erkennbar
0,58	0,8	befriedigend	Grundlegender Verlauf vergleichbar, aber zum Teil signifikante Unterschiede erkennbar
0	0,58	mangelhaft	Grundlegender Verlauf nur bedingt vergleichbar, signifikante Unterschiede zwischen den Signalen

## 2.8 Anforderungen an den Gesamtsitz

Die Richtlinien der Vereinten Nationen definieren einen Sitz als „eine Konstruktion einschließlich Polsterung, die gegeben falls mit dem Fahrzeugaufbau eine Einheit bildet und einer erwachsenen Person Platz bietet. Der Begriff bezeichnet sowohl einen Einzelsitz als auch den Teil einer Sitzbank, der einem Sitzplatz für eine Person entspricht.“ [57]. Der Konstrukteur muss neben den Anforderungen des Gesetzgebers und der Verbraucherschutzanforderungen der Länder auch Anforderungen, die in Abbildung 10 dargestellt sind, erfüllen.

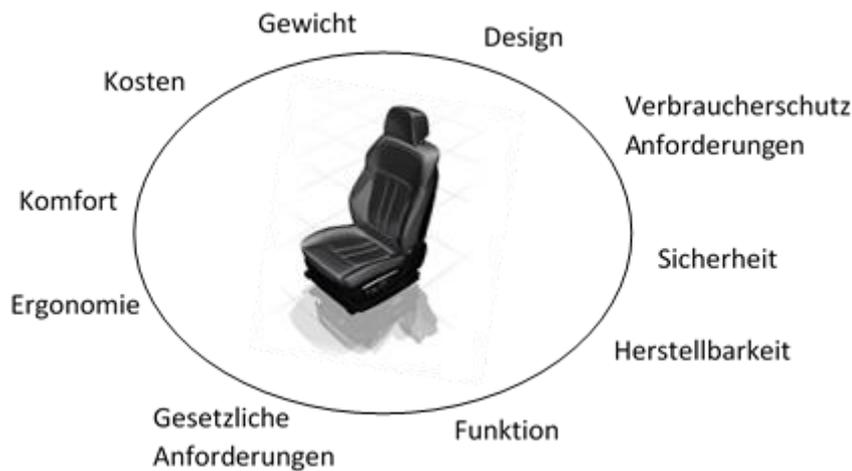


Abbildung 10 Darstellung der Anforderungen an den Gesamtsitz

Dabei muss der Sitz folgende Kriterien erfüllen:

- den Körper in X-, Y- und Z- Richtung abzustützen
- den Kopf bei einem Heckcrash zu halten
- Anti-Submarining beim Frontcrash
- Steifigkeit zur Aufnahme von Biege-, Zug- und Druckkräften
- Energie im Crashfall aufnehmen
- Schwingungsdämpfung
- Aufnahme von Anbauteilen
- Sitzdruckverteilung
- Klimaregulierung
- Anpassbarkeit an den Insassen

Die Verteilung des Fokus auf diese Anforderungen wird für jeden Sitz durch den OEM definiert. Dabei gilt es, den Kompromiss aus allen Anforderungen entsprechend dem Fahrzeugsteckbrief und dem damit gewünschtem Fahrzeugcharakter zu entsprechen. Zwischen zwei Arten von Anforderungen muss dafür unterschieden werden. Mindestanforderungen, wie z.B. Sicherheitsanforderungen, müssen obligatorisch erfüllt werden. Anforderungen, wie beispielsweise Lastenheft-, Komfort- und Funktionsanforderungen, gehen dagegen über diese Mindestanforderungen hinaus und können erfüllt werden.

Die Gesetzgeber verschiedener Länder definieren für den Sitz Vorgaben, die die Sicherheit des Insassen sicherstellen sollen. Die Anforderungen zwischen den Ländern können in Details abweichen. Jedoch bestreben alle Gesetze ein Mindestmaß an Sicherheit, das zu gewährleisten ist. Im Rahmen einer internationalen Harmonisierung von Testvorschriften und der internationalen Anerkennung von Versuchsergebnissen aus zertifizierten Testzentren ist es geplant, unter dem Deckmantel der „Global Technical Regulation“ die unterschiedlichen Zulassungsprüfungen zusammenzufassen. Innerhalb der UN/ECE wurde die Arbeitsgruppe UN/ECE/WP.29 beauftragt, harmonisierte Vorschriften zu entwickeln.

### **Sitzkomfort**

Wöchentlich verbringen Insassen viele Stunden sitzend im Auto, sei es auf dem Weg zur Arbeit oder in ihrer Freizeit. Dabei übernimmt der Sitz die Hauptkontaktstelle zwischen Mensch und

Fahrzeug. Er entscheidet maßgeblich, inwieweit wir uns in einem Auto wohlfühlen oder nach einer längeren Fahrt mit Rückenschmerzen aussteigen. Daher nimmt der Sitzkomfort bei vielen Kunden neben anderen Kaufkriterien, wie Zuverlässigkeit, Qualität, Sicherheit, Sicherheitsausstattung und Kaufpreis ein wesentliches Entscheidungskriterium zum Kauf eines Autos ein.

Funktionen, wie Sitzheizung, Verstell- und Massageeinheiten, können den Komfort für den Kunden erhöhen. Entscheidend ist hier jedoch das subjektive Empfinden des Kunden. Dabei kann auch das Fehlen von Diskomfort als Kriterium für den Komfort beitragen. Beide Kriterien sind unabhängig voneinander. Dies bedeutet, dass Komfort und Diskomfort zur selben Zeit empfunden werden können. Als Beispiel kann hier das Fahren mit einem Sportwagen angeführt werden. Obwohl die Fahrt in einem Sportwagen sich toll anfühlen kann, können die objektiven Kriterien für einen hohen Diskomfort sprechen, indem eigentlich eine hohe punktuelle Kraftverteilung vorliegt. Die Komplexität im Sitz wird dadurch zusätzlich beeinflusst. Allgemein wird Komfort beschrieben als ein Zustand, der entspannt, frei von Schmerz und wohlführend auf eine Person wirkt.

Die Sitzposition und die geometrische Auslegung des Sitzes beeinflussen ebenfalls maßgeblich den Komfort. Ein oft diskutiertes Maß ist unter anderen der Kopfabstand zur Kopfstütze. Das Eintauchverhalten in den Sitz wird ebenfalls als ein entscheidender Parameter für den Komfort angesehen. Dabei werden unterschiedliche Bezugsvarianten und Schaummodelle verwendet, abhängig von dem jeweiligen Fahrzeugsteckbrief. Dies ist notwendig, um dem Sitz eines Fahrzeugmodells eine entsprechende Charakterisierung vermitteln zu können.

### **Leichtbau**

Durch Reduzierung des Eigengewichts eines Bauteils und folglich auch des Gesamtgewichts eines Fahrzeugs können wirtschaftlich nutzbare Vorteile entstehen, z.B. verbesserte Fahrdynamik, geringerer Rollwiderstand, Beschleunigungswiderstand und Steigungswiderstand. Die CO<sub>2</sub> Bilanz kann um 12 g/km durch eine Reduktion der Masse eines PKWs um 100 kg verbessert werden. [58]

Metalle wurden in der Automobilbranche von Anfang an verwendet und sind durch die hervorragenden Umformeigenschaften und Duktilität die dominierende Werkstoffwahl crashrelevanter Rohbaustrukturen. In [59] wird eine Auswahl verschiedener Metalle und deren Bruchdehnung im Vergleich zur Zugfestigkeit gezeigt. Eine erhöhte Tragfähigkeit wird bei sehr vielen Metallen jedoch zulasten der Bruchdehnung erzielt.

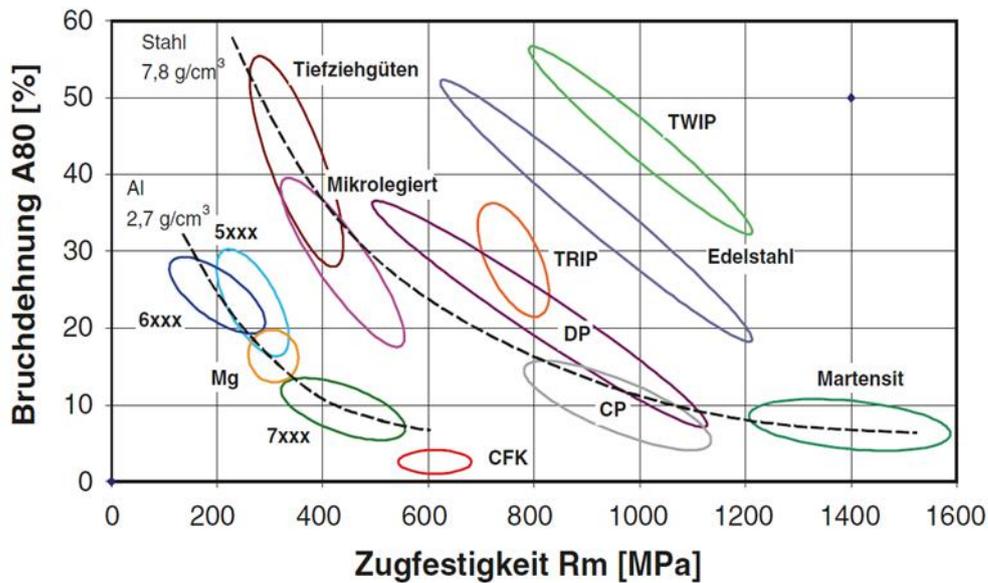


Abbildung 11 Bruchdehnung verschiedener Werkstoffe, aufgetragen über der Zugfestigkeit [59]

Hochfeste Stähle werden, wie in Abbildung 11 aufgezeigt, in verschiedene Kategorien eingeteilt. Dual Phase und Transformation-Included Plasticity (TRIP) werden aufgrund der hohen Energieaufnahmefähigkeit bevorzugt in der Knautschzone eines Autos verwendet. Martensitic (MS oder MART) und Press Hardened Steels (PHS) werden vermehrt als tragende Strukturelemente verwendet. Hochfeste Stähle (AHSS) der dritten Generation befinden sich derzeit in der Entwicklung und zielen darauf ab, überlegende Eigenschaften zu einem niedrigeren Preis anzubieten.

Besondere Anwendung finden AHSS im automobilen Leichtbau. Stahllegierungen ab einer Zugfestigkeit von mehr als 550 MPa werden generell als hochfeste Stähle bezeichnet. Stahllegierungen mit einer Zugfestigkeit von über 780 MPa werden auch als Ultra-Hochfeste Stähle kategorisiert. [60]

Die Vorteile von AHSS Sorten bestehen in den guten Energie-Management-Eigenschaften und den überlegenen Zugfestigkeitswerten, wodurch dünnere Stärken ermöglicht werden können. Anhand von Untersuchungen konnte bereits durch das Programm „WorldAutoSteel vehicle“ gezeigt werden, dass tragende Strukturelemente mit nur niedrigen oder ohne zusätzliche Kosten zur Gewichtsreduktion beitragen können. [61]

Durch AHSS Materialien können laut der Studie, veröffentlicht durch das Allianz Technik Zentrum, kostenneutral bis zu 15 % leichter konstruiert werden. Dieses Konzept wurde jedoch ausschließlich mittels FEM-Analysen bewertet [62]. Bei der Auslegung von Lehnen aus AHSS ist insbesondere auf die Wärmeeinflusszone rund um die Schweißnahtstellen zu achten, da diese deutlich anfälliger auf Rissbildungen unter Belastung reagieren [63].

Sitzsysteme, die andere Materialien für eine Sitzstruktur verwenden, sind technisch möglich. Diese bedingen jedoch aufgrund anderer physikalischer Materialeigenschaften einer eigenen materialgerechten Konstruktion.

## **Baukastenstrategie**

Durch die Sättigung der Märkte und der damit verbundenen Stagnation der Nachfrage, durch den zunehmenden Wettbewerbs- und Kostendruck sowie durch die Globalisierung intensiviert sich der anhaltende Trend zur Verschärfung des Wettbewerbs in der Automobilbranche [64]. Auch der Trend zur Individualisierung wird durch den Wunsch des Kunden nach mehr Individualität beim Automobil bestätigt [3].

Gleichzeitig ist es durch den immer weiter steigenden Kostendruck notwendig, die Stückzahlen der Sitzkomponente möglichst hoch zu halten, um die Kosten über die Anzahl an Komponenten zu reduzieren. Gerade beim Sitz im Premiumsegment ist jedoch eine kundenseitige Individualisierung im Fokus der OEMs. Dies liegt darin begründet, dass der Sitz eine der wichtigen Schnittstellen zwischen Mensch und Fahrzeug bildet. Diese Herausforderungen können mit Hilfe eines Baukastensystems, welches auch für die Sitzstruktur angewendet wird, bewältigt werden. Synergieeffekte werden dadurch geschaffen und genutzt. Diese Baukastensysteme sollten nachstehende Anforderungen erfüllen:

- Erfüllungen der fahrzeugspezifischen Anforderungen
- Fahrzeugübergreifender Einsatz der Baukastenprodukte
- Übergreifender Einsatz von Konzepten und Wirkprinzipien
- Realisierung von Gleichteilen
- Übergreifender Einsatz von Ausstattungsfunktionen

Die Anforderungen an einen Baukasten müssen daher genau definiert werden. Die Hauptvariantentreiber in der Fahrzeugindustrie sind folgende: Anforderungen gegeben durch die Fahrzeugklassen (Mittel-, Oberklasse etc.), Fahrzeugarten (Limousine, Coupé, Roadster etc.) und generelle Anforderungen (z.B. Crashnormen). Je nach Fahrzeugklasse wurden diese Variantentreiber weiter unterteilt in Design, funktionale Anforderungen, monetäre Anforderungen, Ausstattungsmerkmale, verschiedenartige technische Umsetzung gleicher Funktionen und Bauraumanforderungen [65].

Bei einer beispielhaften Betrachtung des Vordersitzes eignet sich die Sitzstruktur besonders für einen Baukastenumfang. Dies resultiert daraus, dass die aus Sitz- und Lehnenrahmen bestehende Metallstruktur dem Kunden meist verborgen ist. Die Optik und Haptik eines Sitzes kann anhand der Schaum- und Bezugsmöglichkeiten mit einem hohen Grad an Individualisierung, je nach Designstrategie oder Kundenwünschen angepasst werden.

Innerhalb der Entwicklung von Fahrzeugen mit einer großen Stückzahl wird vermehrt auf die Herstellkosten geachtet. Neben den reinen Material- und Fertigungskosten werden auch die amortisierten Entwicklungskosten sowie die notwendigen Investitionen in Vorrichtungen und Werkzeugen in Betracht gezogen. Dadurch, dass die Bauteile in einer Mehrfachverwendung gleicher Teile eine Auflagenerhöhung ermöglichen, kann die Losgröße erhöht werden.

Jedoch ist bei der initialen Entwicklung der Struktur besonders darauf zu achten, dass die Gleichteile der Sitzfamilie mit den beliebigen Sonderausstattungen hochgerüstet werden können und dabei die geltenden Anforderungen über den durch das Baukastenprinzip verlängerten Einsatzzeitraum durchgehend erfüllen können. Dies bedeutet, dass die zugrunde liegende Struktur über alle Derivate die Anforderungen an die Sitzstruktur erfüllen muss. Dabei ist die konzeptionelle Auslegung von hoher Bedeutung.

Während der Entwicklung eines Gesamtsitzes befindet sich der Entwicklungsingenieur im Spannungsdreieck zwischen Funktion, Gewicht und Kosten. Abhängig vom Projekt ist es daher wichtig, die optimale Lösung zu finden und umzusetzen (siehe Abbildung 12).

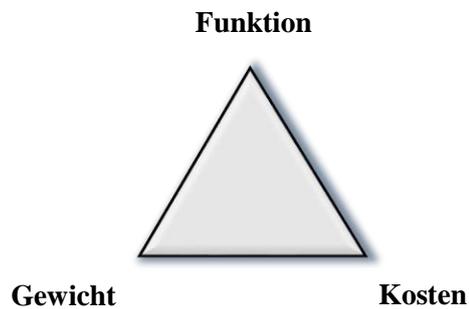


Abbildung 12 Spannungsdreieck: Funktion, Gewicht und Kosten

Damit ein Optimum ermittelt werden kann, steht die Objektivierung der Anforderungen im Fokus. Innerhalb eines wirtschaftlich orientierten Projekts kann anschließend anhand von objektivierten Einflussgrößen und daraus gebildeten Kenngrößen die Kosten-Nutzen-Relation bewertet werden. Zum Schluss kann in einer Gegenüberstellung das Verhältnis zwischen dem Mehrwert und den dafür notwendigen Aufwendungen identifiziert und bewertet werden.

## 3 Ziele der Arbeit

### 3.1 Forschungsfrage

Sowohl Anforderungen an die Funktionen eines Sitzes, welche durch den Kunden definiert werden, als auch Anforderungen bezüglich Kosten und Gewicht erhöhen die Komplexität der Sitzentwicklung. Zusätzlich verstärken stetig kürzer werdende Entwicklungszeiten den Druck auf die Ingenieure. Daher ist es essentiell, bereits in der frühen Phase der Sitzentwicklung die Auswirkung einer Änderung eines Sitzdesignparameters auf die Kinematik eines Insassen im Heckaufprall im niedrigen Geschwindigkeitsbereich vorhersagen zu können. Mit einem detaillierten Wissen über die Einflüsse einer Änderung auf die Kinematik eines Insassen im Heckaufprall wird es möglich die Auswirkung einer Änderung eines Sitzdesignparameters bezüglich der Verletzungswahrscheinlichkeit konzeptionell zu bewerten. Wie bereits im Vorfeld von Kleinberger et al. beschrieben wurde, ist dabei ein ganzheitlicher Ansatz notwendig der nicht nur einen Sitzdesignparameter isoliert betrachtet, sondern den Aufbau des gesamten Sitzes berücksichtigt.

Unter diesen Gesichtspunkten ergeben sich folgende Fragestellungen für die vorliegende Arbeit:

1. Welche Sitztypen lassen sich anhand der Bewertungskriterien für Verletzungswahrscheinlichkeiten bilden?
2. Welche charakteristischen Merkmale unterscheiden diese Sitztypen bezüglich des Einflusses einer Änderung eines Sitzdesignparameters auf die Kinematik eines Insassen im Heckaufprall?
3. Welche Sitzdesignparameter müssen gemeinsam betrachtet werden, um Aussagen bezüglich des Einflusses auf die Verletzungswahrscheinlichkeit zu treffen?
4. Welche Maßnahmen können ergriffen werden, um die Verletzungswahrscheinlichkeit während eines Heckaufpralls zu reduzieren?

Die Ergebnisse dieser Forschungsarbeit sollen die Grundlage für die Bewertung von Einflüssen einer Änderung in den Sitzdesignparameter legen. Ebenfalls soll der Einfluss auf die Kinematik eines Insassen durch die Ausprägung von Sitzkomponenten objektiviert beschrieben werden, damit die Wirkkette in der Kinematik die zu einer Bewertung in der Verletzungswahrscheinlichkeit im HWS-Bereich führt nachvollziehbar wird. Weiterführende Optimierungen sollen anschließend mit dieser Arbeit ermöglicht werden, wodurch bereits in einer frühen Phase definierte Besonderheiten bewertet werden können, um den Sitz optimal auszulegen.

### 3.2 Forschungsmethodik

Diese Arbeit gliedert sich in zwei Teilgebiete. Der erste Teil identifiziert mithilfe explorativer Analysemethoden Hypothesen. Dafür wurde ein Datensatz erfasst, der ausschließlich aus von Euro NCAP getesteten Sitzmodellen besteht und insbesondere sowohl dynamischen Bewertungskriterien als auch gemessene Sitzdesignparameter der getesteten Sitze umfasst. Der Datensatz wurde anschließend mittels einer Clusteranalyse anhand der dynamischen Variablen auf Gruppierungen hin untersucht. Die passiven Segmentierungseigenschaften, bestehend aus den geometrischen Daten der Sitzstruktur und der Ausstattungsvarianten, charakterisieren die gebildeten Gruppen. Somit konnte ein erster Eindruck von sich wiederholenden Mustern subjektiv identifiziert werden. Mittels der Faktorenanalyse wurden allgemein gültige Faktoren

und Faktorladungen identifiziert, wodurch Interaktionseffekte der Sitzdesignparameter relativ zu den dynamischen Bewertungskriterien postuliert werden konnten.

In dem zweiten Teil dieser Forschungsarbeit werden die aufgestellten Hypothesen und postulierten Interaktionseffekte der Sitzdesignparameter validiert. Um dies zu ermöglichen, wurde dieser Teil in drei weitere Abschnitte untergliedert. Im ersten Teil wird hierfür die Kinematik eines realen Versuchs objektiviert, wobei die Bahnkurve und weitere Messkurven mit den simulierten Messkurven abgeglichen wurden. Im zweiten Abschnitt werden die Unterschiede zwischen dem Simulationsmodell und dem Realversuch objektiv beschrieben und anhand definierter Bewertungskriterien validiert. Im letzten Abschnitt werden anhand von bestimmten Änderungen der Sitzdesignparameter die postulierten Aussagen aus dem ersten Teil dieser Forschungsarbeit für ein spezifisches Sitzdesign geprüft. Dadurch konnten Scheinkorrelationen identifiziert und die Kausalität der Einflüsse von Sitzdesignparameter auf die Kinematik eines Insassen im Heckaufprall ermittelt und beschrieben werden.

## 4 Material und Methoden

Zuerst werden in diesem Kapitel die wichtigsten Eckpunkte der Versuchsdurchführung und der verwendeten Messmittel für einen Heckaufprall im niedrigen Geschwindigkeitsbereich dargestellt. Der Versuchsaufbau bildet die Grundlage der in dieser Arbeit betrachteten Versuche und entspricht dem generellen Versuchsaufbau der Euro NCAP für Heckaufpralluntersuchungen im niedrigen Geschwindigkeitsbereich. Anschließend werden die angewandten Methoden für die Erfassung und Auswertung des Datensatzes sowie der multivariaten Analysemethoden erläutert. Zuletzt werden das Vorgehen und die Methode beschrieben, die für die Bestätigung der postulierten Ergebnisse der multivariaten Analysemethoden verwendet wurden. Dabei werden zuerst die Validierung des Simulationsmodells und anschließend der Aufbau der Varianten für die Untersuchung der Sitzdesignparameter beschrieben.

### 4.1 Versuchsaufbau und Messmittel

#### 4.1.1 Versuchsaufbau

Generell wird der Versuchsaufbau für Heckaufprallversuche von Euro NCAP folgendermaßen beschrieben: Für die Absicherung der Sitze wird ein Komponentenbeschleunigungskatapult verwendet, auf dem der zu untersuchende Sitz mittels einer Adapterplatte fixiert ist. Dabei stellen die Befestigungsdomen der Adapterplatte die Anschraubpunkte der Fahrzeugkarosserie dar. Der Sitzschienenneigungswinkel, Fersenauflagepunkt auf dem Teppich und die Position der Gurtumlenkrolle werden entsprechend den betrachteten Fahrzeuggeometriedaten eingestellt (siehe Abbildung 13).

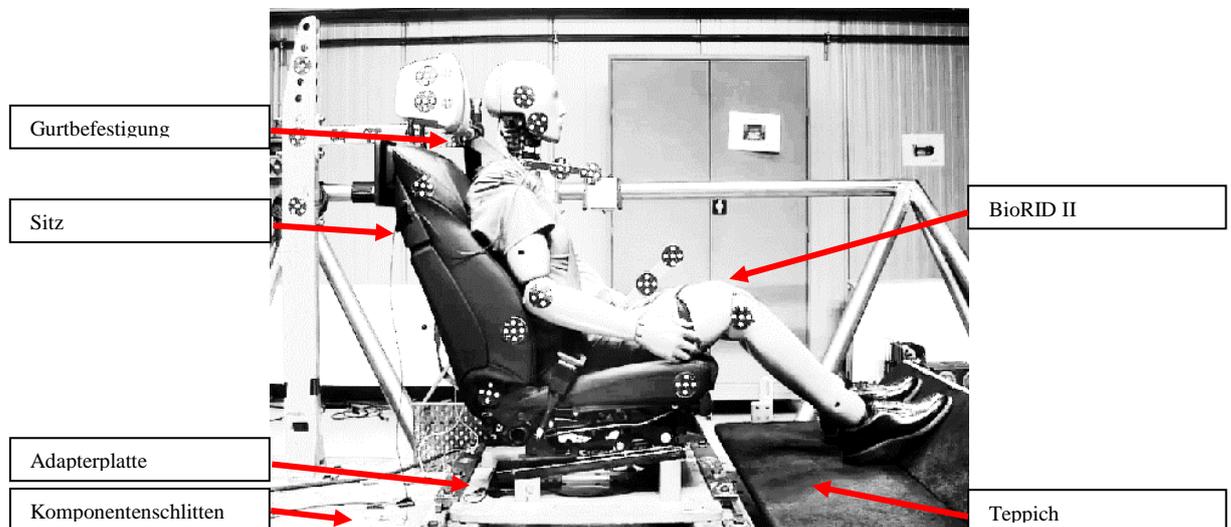


Abbildung 13 Exemplarischer Versuchsaufbau

Die Sitzeinstellungs- und Einsetzprozedur, die im Protokoll zur Durchführung eines Heckaufprallversuchs von Euro NCAP definiert und beschrieben ist, wurde für alle Versuche angewandt. [27] Diese Durchführungsprozedur ermöglicht eine innerhalb der zulässigen Toleranzen reproduzierbare Sitzeinstellung und Sitzposition des BioRID II [27]. Hierfür wird zuerst anhand einer H-Punkt Maschine (HPM) der H-Punkt und einem „Head Restraint Measuring Device“ (HRMD) die Kopfstützenhöhe zusammen mit dem Kopfabstand zur Kopfstütze ermittelt. Mit einem Koordinatenmessgerät, z.B. FAROArm® (FARO Technologies,

Inc., Deutschland), wurde zusätzlich für die in dieser Arbeit durchgeführten Versuche die Position des Rückenlehndrehpunktes, der Kopfstützenaustrittspunkt und die Neigung der Kopfstützenstange erfasst. Diese Daten ermöglichten den Vergleich der Sitzeinstellung relativ zur Sitzposition des BioRID II, indem der Rückenlehndrehpunkt als Referenzpunkt genutzt wurde.

In Abbildung 14 sind die Beschleunigungspulse für die Heckaufpralluntersuchungen dargestellt die innerhalb des Protokolls der Euro NCAP Anwendung finden. Diese Pulse werden unabhängig des Fahrzeugtyps für alle Sitze verwendet.

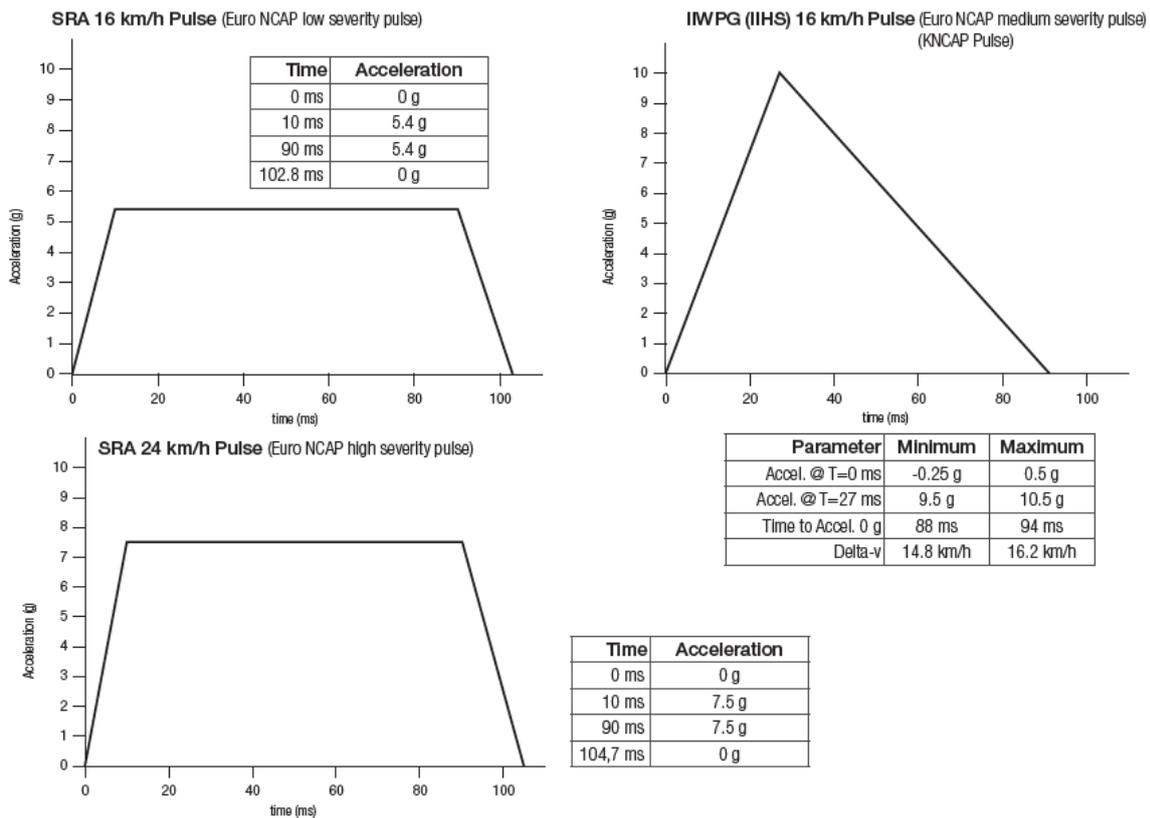


Abbildung 14 Euro NCAP Heckaufprallbeschleunigungspulse (Abbildung entnommen aus [27])

Der Startzeitpunkt ( $t_0$ ) der Aufnahmen wird retrospektiv über die Beschleunigungsbewegung des Schlittenkatapults definiert.

Schmitt et al. beschreibt den Verlauf der Kinematik eines Insassen während eines Heckaufpralls folgenderweise. Im zeitlichen Verlauf des Heckaufpralls wird zuerst das Fahrzeug beschleunigt. Dabei bewegt sich das Fahrzeug mit dem Sitz relativ zum Insassen nach vorne. Der Impuls wird über die Sitzanbindungspunkte der Karosserie auf den Sitz übertragen. Durch die Trägheit des Sitzes beginnt der anbindungsnahe Teil des Sitzes zuerst zu beschleunigen. Der Impuls wird daraufhin über das Becken auf den Insassen übertragen. Dabei wird die Beschleunigung über die Wirbelsäule auf den Kopf übertragen. Durch die Trägheitsgesetze verzögert sich die Bewegung des Kopfes relativ zum Torso und Becken, woraus eine initiale Bewegung des Kopfes relativ zum Torso resultiert. Der obere Nackenbereich beschreibt dadurch eine Flexions-, der untere Nackenbereich eine Extensionsbewegung. Folglich geht der Kopf in eine Extensionsbewegung über, bis am Umkehrpunkt die maximal mögliche Extension erreicht wird.

Danach geht die Bewegung des Insassen in eine vorwärts gerichtete Bewegung relativ zum Sitz über (siehe Abbildung 15) [2].

Für die Beschreibung und Diskussion der Kinematik wurde die Abfolge während eines Heckaufpralls in vier Schritte eingeteilt (siehe Abbildung 15).

- a. Initial statische Sitzposition des ATD
- b. Erster Kontakt mit der Lehne
- c. Retraktionsphase des ATD bis zum Umkehrpunkt
- d. Abprall

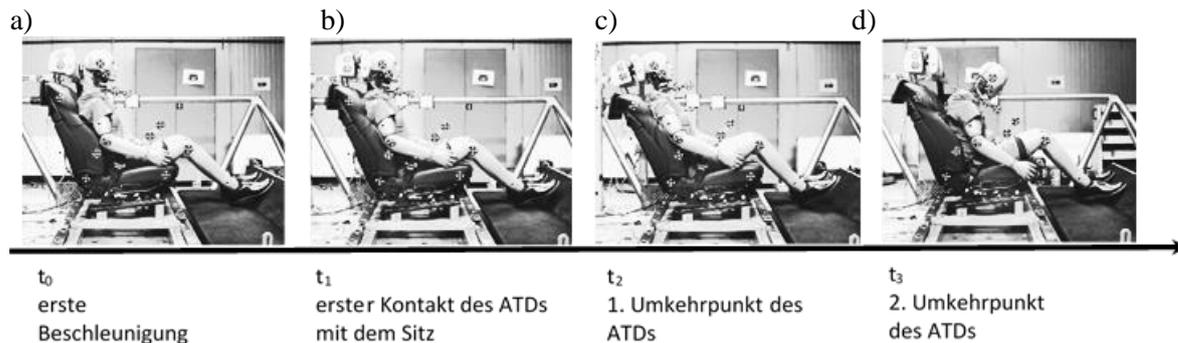


Abbildung 15 Exemplarischer Bewegungsablauf eines BioRID II im Heckaufprall

Schlitten, Sitz und BioRID II Bewegungen werden mittels zwei Hochgeschwindigkeitskameras neben dem Beschleunigungsschlitten aufgenommen. An definierten Positionen am Sitz und am BioRID II sind MXT 5-Punktmarken an der Kopfaußenhaut. Zusätzlich wurde, wenn möglich, für Versuche dieser Arbeit MXT 5-Punktmarken an mit der Struktur fest verbundener Komponenten angebracht. Die Bewegung in y-Richtung bzw. die Tiefenveränderung der betrachteten Marker konnte aufgrund der seitlichen Position der Kameras aus dem Video nicht ermittelt werden.

#### 4.1.2 Messmittel

Der BioRID II wird für die Versuche innerhalb des Euro NCAP Protokolls aufgrund der genaueren biofidelen Darstellung der Wirbelsäule und der erweiterten vorhandenen Sensorik entlang der Wirbelsäule verwendet. In Abbildung 16 sind die Positionen der Beschleunigungs- und Drehratensensoren sowie Nackenkraft- und Nackenmomentenaufnehmer, die an dem BioRID II verbaut waren, dargestellt. Jeder Messpunkt besteht aus mindestens einem Beschleunigungssensor, der entlang der körperfesten x-Achse, z-Achse und einem Drehratensensor um die y-Achse ausgerichtet wurde. Die Aufnahmefrequenz der Beschleunigungs- und Drehratensensoren von Endevco® (Meggitt, Inc., USA) betrug 20kHz.

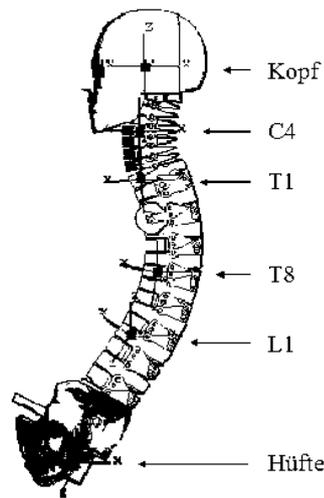


Abbildung 16 BioRID II Messsensorposition

Ebenfalls waren an definierten Bereichen der Fahrzeugsitze, wie in Abbildung 17 dargestellt, MXT 5-Punktmarken angebracht. Anhand dieser MXT 5-Punktmarken konnten Lage und Position des Messpunktes relativ zu einem Referenzpunkt, der sich an einer beliebigen Position auf dem Katapultschlitten fest verbunden ist, während des Heckaufpralls gemessen werden. Der Maßstab für die Umrechnung der Pixelabstände aus dem Video wurde anhand der MXT 5-Punktmarken des Hüftwinkelstabs definiert, welche mit einem Abstand von 100 mm zueinander angebracht waren. Die Messpunkte am Winkelstab wurden verwendet, da diese auf der Sagittalebene, eine von oben nach unten und hinten nach vorne erstreckende Ebene durch die Messpuppe des BioRID II, lagen. Durch den nur geringfügig voneinander abweichenden relativ hohen absoluten Abstand in der Tiefe zwischen den MXT 5-Punktmarkierungen zur Hochgeschwindigkeitskamera konnte der Parallaxenfehler geringgehalten werden.

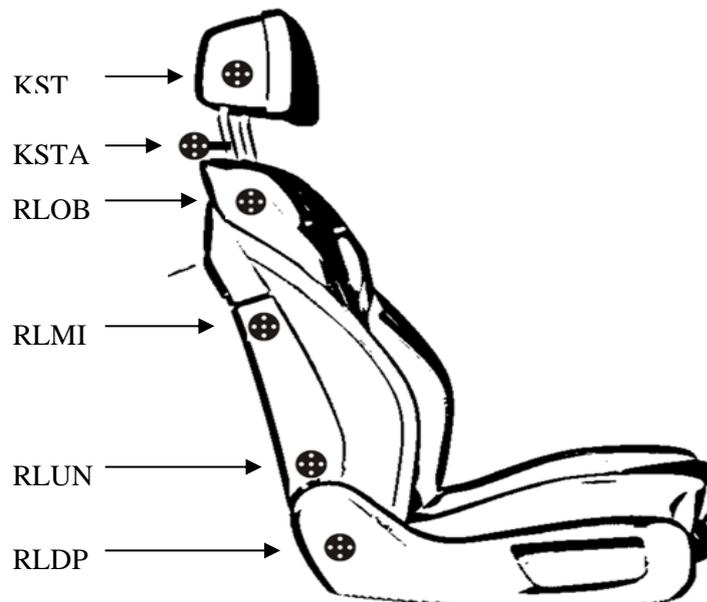


Abbildung 17 Positionen und Bezeichnungen der MXT 5-Punktmarkierungen am Sitz

Die verwendeten Hochgeschwindigkeitskameras nahmen mit einer Aufnahmefrequenz von mindestens 1 kHz auf. Mit Hilfe des Programms Falcon eXtra 8.14.0004 (Falkner Consulting

für Messtechnologie GmbH, Deutschland) wurde die Bewegung des BioRID II und des Sitzes ermittelt.

## 4.2 Explorative Datenanalyse

Bei der explorativen Datenanalyse, auch struktorentdeckendes Verfahren genannt, ist man im Gegensatz zu den strukturprüfenden Verfahren bemüht, in einem großen Datensatz Zusammenhänge zu identifizieren. Faktorenanalyse, Clusteranalyse, Neuronale Netze, Multidimensionale Skalierung und Korrespondenzanalyse sind gängige Verfahren der explorativen Datenanalyse. Bei den strukturentdeckenden Verfahren findet keine Zweiteilung in abhängigen und unabhängigen Variablen statt.

Die Clusteranalyse strebt eine Bündelung der Objekte an. Dabei werden Objekte differenziert, die innerhalb einer Gruppe möglichst ähnlich sind. Die Gruppen untereinander sind dagegen möglichst unähnlich. Die so gefundenen Gruppen von „ähnlichen“ Objekten werden auch als Cluster bezeichnet. Dadurch erhält man homogene Subgruppen, die jeweils durch ein spezifisches Merkmalsprofil beschrieben sind.

Die Faktorenanalyse ermöglicht es, einen Datensatz mit vielen Variablen je nach Fragestellung auf eine bestimmte Anzahl latenter Variablen, auch „Faktoren“ genannt, zuzuordnen. Dadurch ist es möglich, Zusammenhänge zwischen Variablen zu identifizieren, die sich auf denselben Faktor beziehen. Das allgemeine Ziel der Faktorenanalyse besteht darin, korrelierende Variablen auf höherer Abstraktionsebene zu Faktoren zusammenzufassen. [4]

### **Leitfragen**

Folgende Leitfragen ergaben sich für die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführte Untersuchung:

- Können Sitztypen anhand von BioRID II Verletzungskriterien gruppiert werden und wie unterscheiden sich die Konstruktionsmerkmale der Sitze in der jeweiligen Gruppierung?
- Wie beeinflussen Konstruktionsmerkmale eines Fahrzeugsitzes die Kinematik eines BioRID II während eines Heckaufpralls nach Euro NCAP Testbedingungen? Müssen die Merkmale deshalb gemeinsam betrachtet werden?

Anhand der ersten Fragestellung sollen auf Basis der aufgenommenen Versuchsdaten aus dem Nackenbereich, den aktiven Segmentierungseigenschaften, Gruppen identifiziert und gebildet werden. Die in diesen Gruppen enthaltenen Sitze sollen anschließend anhand der Ausprägungen der enthaltenen Eigenschaften, der passiven Segmentierungseigenschaften, deskriptiv beschrieben werden.

In der zweiten Fragestellung sollen allgemein gültige Interaktionseffekte bestimmter geometrischer Sitzdesignmaße auf die Kinematik eines BioRID II identifiziert werden.

### 4.2.1 Deskriptive Analyse der Grundgesamtheit

Der für die Untersuchung zur Verfügung stehende Datensatz wurde in einem Zeitraum von 2013 bis 2017 erfasst. Der Datensatz besteht aus zwei Bereichen. Der erste Bereich umfasst die maximal erreichten Bewertungswerte eines Euro NCAP Tests. Der zweite Bereich beinhaltet

sitzcharakterisierende Merkmale, wie z.B. Lehnenbreite (LB) und der Lehnenhöhe ( $LH_{LDPzuLQT}$ ) sowie weitere Variablen, die anschließend in Abbildung 18 detailliert beschrieben werden.

Insgesamt umfasst der Datensatz Versuchsdaten von über 200 unterschiedlichen Fahrzeugsitzen verschiedener Hersteller. Diese Fahrzeugsitztypen wurden von Euro NCAP im Rahmen einer Gesamtfahrzeugaufwertung der Fahrzeugsicherheit für Automobilkäufer untersucht. Die in dieser Arbeit verwendeten Daten beinhalten ausschließlich Ergebnisse aus den Heckaufprallversuchen im niedrigen Geschwindigkeitsbereich.

Die von Euro NCAP zur Verfügung gestellten Daten umfassen lediglich die einzelnen maximal erreichten Werte der Bewertungskriterien der Messpunkte entlang der Wirbelsäule des BioRID II. Im Rahmen dieser Arbeit wurden zusätzlich geometrische Sitzdesignmaße bei „Manufacturer-Viewing“ Veranstaltungen erfasst. Während dieser Veranstaltung wurden die von Euro NCAP offiziell getestete Sitze und Fahrzeuge bis zu zwei Mal im Jahr ausgestellt. Die ausgestellten und getesteten Sitze konnten dort zerlegt, mit einem Querschnitt der Weichteilkomponenten für Vermessungen offengelegt und dokumentiert werden.

Die in Tabelle 6 aufgelisteten und in Abbildung 18 dargestellten geometrischen Sitzdesignmerkmale wurden vor Ort dokumentiert.

Tabelle 6 Geometrische Sitzdesignmerkmale

<b>Geometrische Sitzdesignmerkmale</b>
Obere Breite der Lehne ( $LB_{oben}$ )
Mittlere Breite der Lehne ( $LB_{mitte}$ )
Untere Breite der Lehne ( $LB_{unten}$ )
Höhe der Lehne ( $LH_{LDPzuLQT}$ )
Abstand in x von der Kopfstütze zum Lehnenquerträger ( $x_{KSTzuLQT}$ )
Kopfstützenstangendurchmesser ( $\varnothing_{KST}$ )
Wandstärke der Kopfstützenstangen ( $D_{KST}$ )
Kopfstützenschaumdicke ( $SD_{KST}$ )
Obere Schaumdicke der Lehne ( $SD_{oben}$ )
Mittlere Schaumdicke der Lehne ( $SD_{mitte}$ )
Untere Schaumdicke der Lehne ( $SD_{unten}$ )

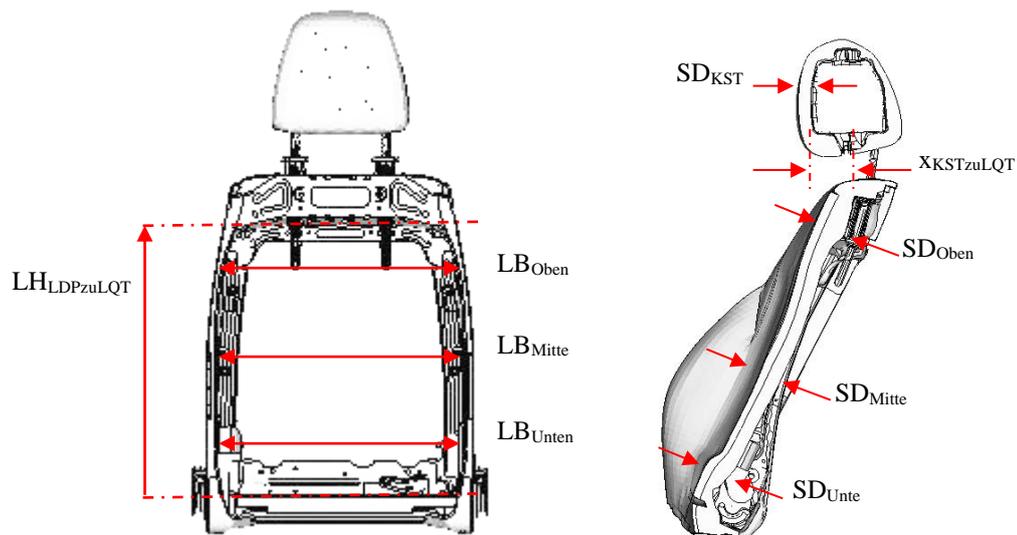


Abbildung 18 Gemessene geometrische Sitzdesignmaße

Zusätzlich wurden die in Tabelle 7 aufgelisteten nominal skalierten Ausprägungen der Sitze aufgenommen.

Tabelle 7 Nominal skalierte Ausprägungen der Sitzkomponenten

Sitzkomponenten
Lehnenrahmen
Querträger
Flexmatteneinhängung
Lehnenneigungsverstellung
Lehnenverriegelung
Lehnenenergieabsorptionsmaßnahmen
Sitzhöhenverstellung
Schwinge der Sitzhöhenverstellung
Energieabsorption in der Sitzanbindung
Kopfstütze
Kopfstützenverstelleinheit
Klima
Lordose
Sitzbezugsmaterial

#### 4.2.2 Bestimmung der Gruppen von Sitztypen

Das Ziel der Clusteranalyse war es, Sitztypen zu bündeln, die eine vergleichbare Auswirkung auf die Kinematik eines BioRID II ausüben und somit eine ähnliche Bewertung der Verletzungswahrscheinlichkeit anhand der Verletzungskriterien verursachen. Für diese Beurteilung wurden die erfassten Bewertungskriterien verwendet.

Das Vorgehen der hierarchischen Clusteranalyse wurde in drei Schritten unterteilt:

1. Bestimmung der Ähnlichkeiten
2. Auswahl des Fusionierungsalgorithmus
3. Bestimmung der Clusteranzahl

Im ersten Schritt wurden Ähnlichkeiten, bzw. Distanzen, bestimmt. Dabei wurde das Proximitätsmaß der Ausprägung von jeweils zwei Objekten gemessen. Generell lässt sich das Proximitätsmaß in zwei Arten, dem Ähnlichkeits- und Distanzmaß, differenzieren. Je größer das Ähnlichkeitsmaß ist, desto ähnlicher sind sich die betrachteten Objekte. Je größer das Distanzmaß ist, desto unähnlicher sind sich die betrachteten Objekte.

Die Wahl des Proximitätsmaßes ist abhängig von dem Skalenniveau des Datensatzes. Ein metrisch skaliertes Datensatz bedingt die Wahl des quadrierten Euklidische-Distanz-Maßes. Die Euklidische-Distanz wird berechnet, indem die Quadratwurzel aus der Summe der Differenz der addierten und quadrierten Eigenschaften der betrachteten Objektpaare gebildet wird (siehe Formel (10)).

$$d^2 = \sqrt{\sum(E_i - E_j)^2} \quad (10)$$

$d$ = quadriertes Euklidisches-Distanz-Maß;  $E_i$ = Eigenschaft der Ausprägung  $i$ ;  $E_j$ =Eigenschaft der Ausprägung  $j$

Im zweiten Schritt wurde der Fusionierungsalgorithmus bestimmt, mit dem Ziel ausgewählt Objekte zusammenzufassen. In Abbildung 19 ist eine Übersicht der möglichen Algorithmen zur Bildung von Gruppen dargestellt.

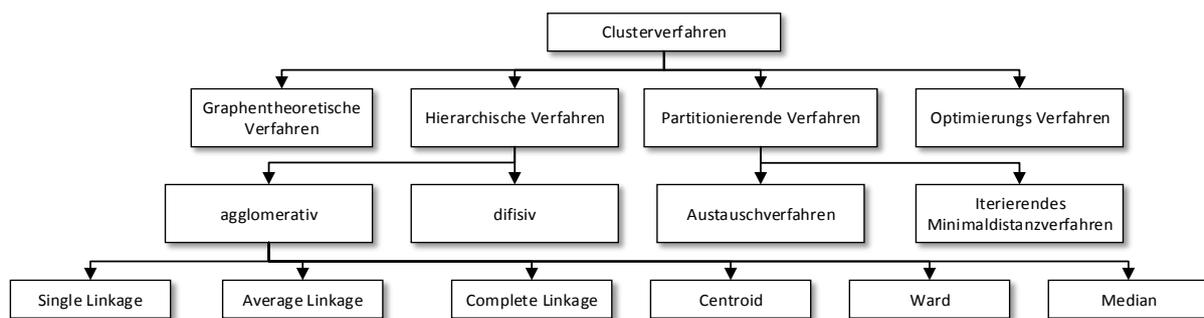


Abbildung 19 Übersicht der verschiedenen Gruppierungsverfahren

Meist wird zwischen partitionierenden und hierarchischen Verfahren unterschieden. Partitionierende Verfahren verwenden eine gegebene Partitionierung und ordnen die Elemente durch Austauschfunktionen um, bis die verwendete Zielfunktion ein Optimum erreicht. Hierarchische Verfahren können in divisiven und agglomerativen Algorithmen unterschieden werden. Agglomerative Verfahren gehen von der feinsten Partition aus. Divisive Verfahren gehen hingegen von der größten Partition aus.

Im Folgenden werden die beiden im Rahmen dieser Arbeit verwendeten hierarchischen agglomerativen Clusterverfahren,

- Nächstgelegener-Nachbar und
- Ward-Verfahren,

beschrieben. Diese Fusionierungsalgorithmen wurden verwendet, da die gebildeten Gruppen aus zusammengefassten Charakterisierungen bestehen. Wohingegen ein divisiver Algorithmus eine aufteilende Charakterisierung beschreibt.

Das Nächstgelegener-Nachbar-Verfahren eignet sich besonders bei der Identifikation von Ausreißern in einer Objektmenge. Dabei werden Gruppen gebildet, deren Objekte die kleinste

Distanz oder Unähnlichkeit aufweisen (siehe Formel (11)). Die identifizierten Ausreißer werden aus dem Datensatz ausgegliedert und nicht weiter betrachtet.

$$D(R; P + Q) = \min\{D(R, P); D(R, Q)\} \quad (11)$$

$D(R, P)$  = Distanz zwischen den Gruppen R und P;  $D(R, Q)$  = Distanz zwischen den Gruppen R und Q;  $D(P, Q)$  = Distanz zwischen den Gruppen P und Q

Das Ward-Verfahren ist ein in der Praxis weit verbreitetes Verfahren, welches zur Bildung von Gruppen eines metrisch skalierten Datensatzes verwendet wird. Cluster werden hierbei durch Objekte gebildet, die ein Heterogenitätsmaß am wenigsten vergrößern. Der Abstand wird wie folgt berechnet (siehe Formel (12)).

$$D(R; P + Q) = \frac{1}{NR + NP + NQ} \{(NR + NP) \cdot D(R, P) + (NR + NQ) \cdot D(R, Q) - NR \cdot D(P, Q)\} \quad (12)$$

$NR$  = Zahl der Objekte in Gruppe R;  $NP$  = Zahl der Objekte in Gruppe P;  $NQ$  = Zahl der Objekte in Gruppe Q

Im letzten Schritt wurde die zu bestimmende Gruppenanzahl festgelegt. Hierfür wurde als Entscheidungshilfe die Analyse der Zuordnungsübersicht („Elbow-Kriterium“) und der Test von Mojena angewandt. Die Analyse der Zuordnungsübersicht stellte die Entwicklung des Heterogenitätsmaßes dar. Anhand von einer subjektiven Beurteilung kann eine größere Differenz in der Entwicklung der Fehlerquadratsumme als Indikator dienen. Ebenfalls kann dieser ermittelte Wert anhand des „Test von Mojena“ überprüft werden. Als Indikator für eine gute Cluster-Lösung gilt die größte Gruppenzahl, bei der der standardisierte Fusionskoeffizient einen Wert zwischen 1,8 und 2,7 zum ersten Mal überschreitet [4].

Der letzte Schritt bewertet die Ausprägung der aktiven und passiven Segmentierungseigenschaften der gebildeten Gruppen. Dabei besteht das Ziel, die gebildeten Gruppen zu beschreiben und die Unterschiede der gebildeten Gruppen hervorzuheben. Der F-Wert beurteilt die Homogenität und der t-Wert liefert den primären Anhaltspunkt zur Interpretation.

Der F-Wert vergleicht die Streuung der Variable der jeweiligen Gruppe zu der Streuung der Grundgesamtheit (siehe Formel (13))

$$F = \frac{V(J, G)}{V(J)} \quad (13)$$

$V(J, G)$  = Varianz der Variablen J in Gruppe G;  $V(J)$  = Varianz der Variable J in der Grundgesamtheit

Der t-Wert zeigt an, dass eine Variable in der betrachteten Gruppe im Vergleich zur Grundgesamtheit unter- oder überrepräsentiert ist (siehe Formel (14)).

$$t = \frac{\bar{X}(J, G) - \bar{X}(J)}{S(J)} \quad (14)$$

$\bar{X}(J, G)$  = Mittelwert der Variable J über die Objekte in Gruppe G;  $\bar{X}(J)$  = Gesamtmittelwert der Variable J in der Grundgesamtheit;  $S(J)$  = Standardabweichung der Variable J in der Grundgesamtheit

### 4.2.3 Bestimmung latenter Variablen

Die explorative Faktorenanalyse wurde im Rahmen dieser Arbeit in vier Schritten durchgeführt.

1. Variablenauswahl und Schätzung der Korrelationsmatrix
2. Extraktion der Faktoren und Schätzung der Faktorladungen
3. Bestimmung der Zahl der Faktoren
4. Rotation der Faktorladungen und Bestimmung der Faktorenwerte

Bei der Variablenauswahl ist darauf zu achten, dass irrelevante Merkmale ausgeschlossen und ähnlichen Merkmale zusammengefasst werden. Der in dieser Arbeit betrachtete Datensatz besteht aus metrisch skalierten Informationen zu den Bewertungskriterien und den erfassten metrisch skalierten Konstruktionsmerkmalen.

Mit dem Ziel, die Korrelationsrechnung und die im Rahmen der Faktorenanalyse erforderlichen Rechenschritte und die Interpretation zu erleichtern, sowie eine Vergleichbarkeit der Variablen zu ermöglichen, wurden die in unterschiedlichen Maßeinheiten erhobene Merkmale vorab standardisiert. In Formel (15) ist eine verbreitete Vorgehensweise der Standardisierung aufgezeigt. Dabei wird die Differenz zwischen dem Mittelwert ( $\bar{x}_j$ ) und der jeweiligen Beobachtung ( $x_{kj}$ ) einer Variablen durch die Standardabweichung ( $s_j$ ) geteilt.

$$z_{kj} = \frac{x_{kj} - \bar{x}_j}{s_j} \quad (15)$$

Grundlegende Analyseverfahren sind die Hauptkomponenten- und die Hauptachsenanalyse, die jeweils auf unterschiedlichen theoretischen Modellen basieren. Den Umfang an Varianzerklärung, den die Faktoren gemeinsam für eine Ausgangsvariable liefern, wird als Kommunalität bezeichnet. Die Art und Weise, mit der die Kommunalitäten bestimmt werden, ist unmittelbar an die Methode der Faktorenermittlung gekoppelt [4]. Für die durchgeführte Analyse wurde die Hauptkomponentenanalyse als Extraktionsmethode gewählt. Das gewählte Verfahren findet vor allem bei der Datenreduktion Verwendung. Die Hauptachsenanalyse dagegen wird vorwiegend bei der Suche nach der Ursache von hohen Korrelationen zwischen den Variablen verwendet.

Zur Eignung der Variablenauswahl für eine Faktorenanalyse wurde anschließend die Prüfgröße „measure of sampling adequacy“ (MSA), auch Kaiser-Meyer-Olkin (KMO) Kriterium genannt, verwendet. Die Auswahl der Variablen wurde angepasst bis ein KMO-Wert von über 0,5 erreicht wurde, da Cureton et al. einen KMO-Wert von unter 0,5 für eine Faktorenanalyse für nicht geeignet halten [66]. Bei nicht akzeptablen KMO-Werten wurde die Variablenauswahl anhand der Anti-Image-Kovarianz-Matrix überprüft. Das Image beschreibt den Anteil der Varianz, der durch die verbleibenden Variablen mit Hilfe einer multiplen Regressionsanalyse erklärt werden kann. Dagegen stellt das Anti-Image denjenigen Teil dar, der von den übrigen Variablen unabhängig ist [4]. Variablen mit einer unzureichenden Anti-Image-Korrelation wurden sukzessiv ausgeschlossen, bis das KMO-Kriterium einen akzeptablen Wert erreichte.

Die Anzahl an zu bildenden Faktoren wurde mit Hilfe des Eigenvektors bestimmt. Der Eigenvektor gibt den Varianzerklärungsanteil eines Faktors für alle Variablen an. Dieser bestimmt die Anzahl der zu extrahierenden Faktoren. Ab einem Eigenwert  $>1$  werden Faktoren

extrahiert und anhand einer grafischen Darstellung bestätigt. Anhand der Darstellung konnte festgestellt werden, ob es angemessen ist, mehr oder weniger Faktoren zu extrahieren.

Mithilfe der Faktorladung ist der Erklärungsanteil des jeweiligen Faktors benannt. Durch eine Rotation um den Ursprung des zugrundeliegenden Koordinatenkreuzes kann die Interpretation erleichtert werden und wurde entsprechend angewandt.

### 4.3 Kausalitätsanalyse identifizierter latenter Variablen

Der folgende Abschnitt baut auf dem generellen Versuchsaufbau, den Messmitteln und der Durchführung auf, welche in 4.1 beschrieben wurden. Hier besteht der Fokus auf dem Abgleich zwischen den Versuchs- und Simulationsergebnissen. Zuerst werden die Methode der Objektivierung der Bahnkurve und anschließend der Aufbau des Simulationsmodells beschrieben. Im letzten Abschnitt wird die Berechnungsmethode und die angewandten Kriterien für den Vergleich der Kinematik des BioRID II relativ zum Sitz während eines Heckaufpralls erklärt.

#### 4.3.1 Objektivierung der Kinematik im Heckaufprall

In Abbildung 20 ist ein vereinfachtes Freikörperbild mit den Kräften und Momenten, die auf den BioRID II wirken, dargestellt.

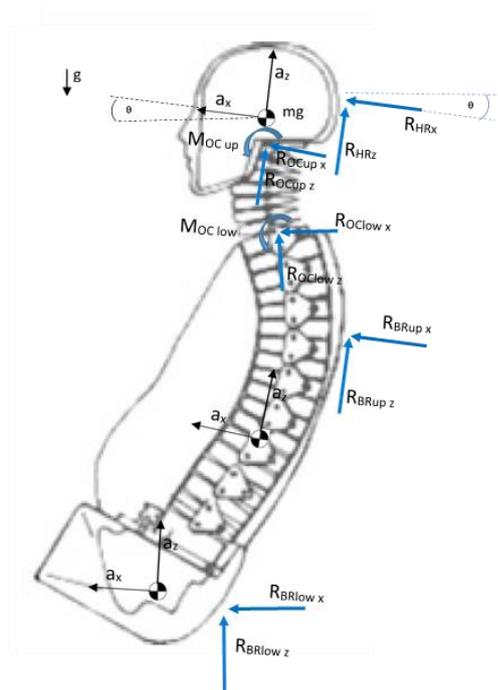


Abbildung 20 Vereinfachtes Freikörperbild der wirkenden Kräfte auf einen BioRID II

Folgend ist die Methode zur Analyse des Eintauchverhaltens erklärt. Im ersten Schritt ist die für Crashversuche verwendete Filtermethode nach SAE J211 Standard der aufgenommenen Signale beschrieben. Anschließend wird die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Methode zur Berechnung der Trajektorie und der teilweise daraus abgeleiteten Kennwerte erläutert.

Die gemessenen Signale wurden nach dem Standard SAE J211 mit einem digitalen 4-poligem Butterworth-Tiefpass Filter gefiltert. Die Filterstufen wurden in 4 Klassen aufgeteilt: CFC 60,

CFC 180, CFC 600 und CFC 1000. Folgende Differenzialgleichung beschreibt den verwendeten zweipoligen Filter. Zur Realisierung des vierpoligen Filters wurden die Daten des zweipoligen Filters einmal vorwärts und einmal rückwärts gefiltert, um Phasenverschiebungen zu vermeiden. [53]

$$Y[t] = a_0X[t] + a_1X[t - 1] + a_2X[t - 2] + b_1Y[t - 1] + b_2Y[t - 2] \quad (16)$$

Mit folgenden Eingangskonstanten:

$X[t]$  Eingangsdatenfolge

$Y[t]$  Gefilterte Ausgangsdatenfolge

$a_0, a_1, a_2, b_1, b_2$  Konstanten abhängig von der CFC wie folgend gezeigt:

$T$ = Abtastrate in Sekunden

$$\omega_d = 2\pi \cdot CFC \cdot 2.0775 \quad (17)$$

$$\omega_a = \frac{\sin(\omega_d \cdot \frac{T}{2})}{\cos(\omega_d \cdot \frac{T}{2})} \quad (18)$$

$$a_0 = \frac{\omega_a^2}{1.0 + \sqrt{2}\omega_a + \omega_a^2} \quad (19)$$

$$a_1 = 2 \cdot a_0 \quad (20)$$

$$a_2 = a_0 \quad (21)$$

$$b_1 = \frac{-2(\omega_a^2 - 1)}{1 + \sqrt{2}\omega_a + \omega_a^2} \quad (22)$$

$$b_2 = \frac{-1 + \sqrt{2} \cdot \omega_a - \omega_a^2}{1 + \sqrt{2} \cdot \omega_a + \omega_a^2} \quad (23)$$

Im folgenden Abschnitt wird die für die Bewertung und Kennwerte zugrunde liegende Berechnungsmethode der Trajektorie der verwendeten BioRID II Messpunkte aufgezeigt.

Im ersten Schritt wurden die körperfesten orthogonalen Beschleunigungssignale,  $a_x$  und  $a_z$ , entlang der Wirbelsäule in das Inertia-Koordinatensystem transformiert (siehe Formel (24)). In der Transformationsmatrix (A) um die y-Achse wurde die Ausgangswinkelstellung der Sensoren berücksichtigt. Die Ausgangswinkelstellung konnte jedoch nur für Kopf und Pelvis mittels eines Winkelmessers erfasst werden.

$$\begin{bmatrix} {}_k a_x \\ {}_k a_y \\ {}_k a_z \end{bmatrix} \times {}^{k-i} A = \begin{bmatrix} {}_i a_x \\ {}_i a_y \\ {}_i a_z \end{bmatrix} \quad (24)$$

$${}^{k-i}A = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{bmatrix}$$

Mit  $\beta$  = Winkelposition der Datenmessreihe;  $a$  = Beschleunigung

Aufgrund des Bauraums und der eingeschränkten Zugänglichkeit zu den verbauten Sensoren zwischen Kopf und Pelvis entlang der Wirbelsäule des BioRID II wurde die initiale Winkellage iterativ rückwirkend ermittelt. Hierfür wurde zuerst die Bahnkurve des Kopfes und Pelvis berechnet, da der initiale Winkel des Kopfes und des Pelvis nach dem Einsitzen und kurz vor dem Versuch gemessen wurden, während keine Informationen über die Winkellage der anderen Sensoren nach dem Einsitzen des BioRID II in den Sitz vorhanden war. Die Winkellage der Sensoren zwischen Kopf und Pelvis wurde anschließend unter der Annahme berechnet, dass der absolute Abstand zwischen den Sensoren über die gesamte Versuchsdauer von 300 ms konstant blieb. Bei einer Abweichung des absoluten Abstands der berechneten Bahnkurven zueinander nach 300 ms, wurde der initiale Winkel des betrachteten Sensors um eine Iterationsstufe justiert und die Bahnkurve neu berechnet. Dieser Vorgang wurde wiederholt, bis ein Minimum an Abweichung zwischen den betrachteten Sensoren und dem initialen Abstand der Sensoren ermittelt wurde (siehe Abbildung 21).

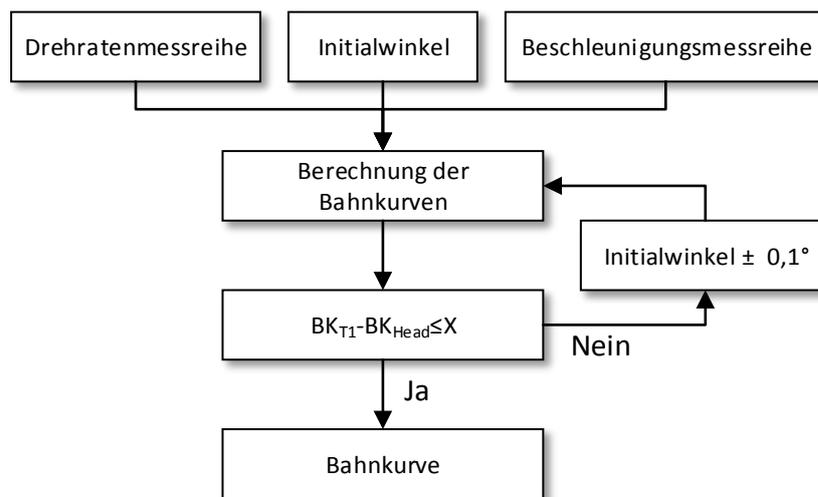


Abbildung 21 Flussdiagramm der einzelnen Durchführungsschritte zur Berechnung der Bahnkurve

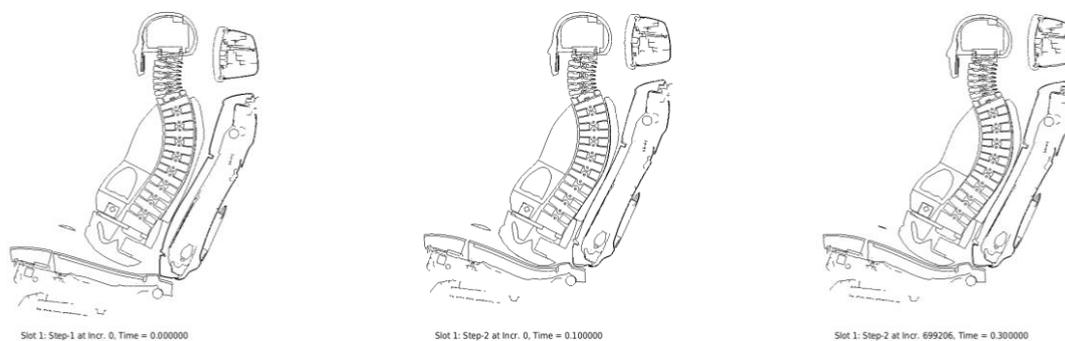
Die Bahnkurve wurde relativ zur Schlittenbewegung dargestellt und betrachtet, indem die Bewegung des Schlittens von der Bewegung entlang der x-Achse abgezogen wurde. Die Bewegung des Sitzes wurde zum einen anhand der Videoaufnahmen bewertet. Anhand dem aufgenommenen Verlauf der Bewegung des Sitzes wurden die im letzten Absatz beschriebenen Bewertungskriterien für die detaillierte Beschreibung der Bewegung des BioRID II verwendet.

#### 4.3.2 Simulation der Kinematik eines BioRID II während des Heckaufpralls

Im Rahmen dieser Arbeit wurden alle Untersuchungen auf Basis der FEM mit dem Solver ABAQUS Version- 6.13 (Dassault Systems, Frankreich) durchgeführt. Hierfür wurde aufgrund des dynamischen Anprallvorgangs mit dem ABAQUS/ Explicit eine explizite

Integrationsmethode genutzt. Für die Untersuchung wurde das Messmittel BioRID II Release 2.1 2009 von Dassault Systèmes verwendet. Das verwendete Sitzmodell entsprach einem Sitzmodell der BMW AG in der Entwicklungsphase und kann Abweichungen zu vergleichbaren Sitzen enthalten.

Das Vorgehen für die Simulation des Versuchs wurde in mehrere Schritte unterteilt. In einem ersten Schritt wurde die Haltung und Neigung des BioRID II ermittelt. In Abbildung 22 sind die einzelnen Schritte dargestellt.  $T_0$  beschreibt die Ausgangssituation. Bis zum Zeitpunkt  $t_1$  wurde der Sitz über einen Zeitraum von 100 ms zum H-Punkt des BioRID II gefahren. Dabei wurde der Sitz über mehreren Knotenpunkten, welche über den Sitz verteilt waren, geführt. Zusätzlich wirkte parallel auf das gesamte System die Gravitationskraft. Anschließend lies man bis zum Zeitpunkt  $t_2$ , über eine Zeitdauer von 200 ms, die Schwingungen in dem Modell ausschwingen.



$t_0$  - Start

$t_1$  – Sitz Verfahren

$t_2$  - Ausschwingen

Abbildung 22 Einsetzprozedur des BioRID II in den Sitz

Die erreichte Position, Haltung und Vorspannungen des BioRID II wurden für die weiteren Versuche verwendet.

Für die Simulation wurden unter anderen folgende Punkte beachtet:

- Initiale Sitzposition und initiale Positionierung des BioRID II
- Durch die Gravitation erzeugte Vorspannung im BioRID II
- Kontakt- und Verbindungsdefinitionen der Komponenten
- Massenskalierung des gesamten Modells

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Versuch, der nach den Vorgaben des Euro NCAP Protokolls durchgeführt wurde und unter 4.1 beschrieben ist, simuliert. Dabei wurde besonders darauf geachtet, dass die Sitzeinstellung und somit die Winkel der Struktur, die Position des H-Punkts des BioRID II, der Kopfabstand und der Schlittenbeschleunigungspuls gleich sind. Abschließend wurde die Güte des Ergebnisses aus der Simulation mittels der CORA Methode bewertet.

Bewertet wurden die gemessenen Beschleunigungs-, Kraft- und Momentsignale des BioRID II. Im folgenden Abschnitt sind die verwendeten Parameter zur Einstellung des CORA-Programms aufgeführt.

## Validierung

In Tabelle 8 bis Tabelle 10 sind die Einstellungen des CORA Programms aufgelistet. Der Auswertungszeitraum ist in Tabelle 8 definiert. Ein zeitdefinierter Korridor wurde gewählt, da der Anfangszeitpunkt retrospektiv über die Schlittenbeschleunigung definiert ist. Dadurch ist es möglich, den Anfangszeitpunkt aller Versuche zu vergleichen. Der Bewertungszeitraum wurde nach 150 ms beendet, da der BioRID II den Eintauchvorgang abgeschlossen hat und sich bereits in der Vorwärtsbewegung relativ zum Sitz befindet.

Tabelle 8 CORA; Globale Einstellungen des Auswertzeitraums

Variable	Wert	Beschreibung
A_THRES	-	Startschwelle der Bewertungsmethode [0,...,1]
B_THRES	-	Endschwelle der Bewertungsmethode [0,...,1]
A_EVAL	-	Erweiterung der Bewertung [0,...,1]
B_Delta_END	-	Zusätzlicher Parameter die Bewertung zu verkürzen.
T_MIN/T_MAX	0 150	

In Tabelle 9 sind die Parameter für die Korridorbewertung definiert. Der Übergang der Korridorbewertung wurde quadratisch gewählt. Der Gewichtungsfaktor zur Kreuzkorrelation ist gleich auf bewertet. Der innere und der äußere Korridor ist abhängig von den Variablen a<sub>0</sub> und b<sub>0</sub> definiert. Dieser bildet sich relativ zu der Referenzkurve als vielfaches des Y<sub>Norm</sub> Wertes. Der Y<sub>Norm</sub> Wert wird gebildet aus dem maximalen Wert der zu bewertenden Kurve. Die Streuung der Referenzkurve, definiert über die Variablen a<sub>sigma</sub> und b<sub>sigma</sub>, wurde nicht in der Bewertung berücksichtigt.

Tabelle 9 CORA; Globale Einstellungen der Korridorbewertung

Variable	Wert	Beschreibung
K	2	Verteilung der Übergangsbewertung von 1 bis 0 der Korridorbewertung (1 = linear, 2 = quadratisch ...)
G_1	0.5	Gewichtungsfaktor der Korridorbewertung [-]
a_0/b_0	0.05 0.5	Breite des inneren und äußeren Korridors [-]
a_sigma/b_sigma	0 0	Vielfaches der Standardabweichung den inneren und äußeren Korridor zu erweitern. [-]

Zur weiteren Bewertung bildet CORA die Kreuzkorrelation zwischen Signal und Referenz. Hierfür wird das Signal auf der Zeitachse in beide Richtungen verschoben und die Verschiebung mit der größten Übereinstimmung ermittelt. In Tabelle 10 sind die verwendeten Parameter für die Bewertung der Kreuzkorrelation enthalten. Die maximale Verschiebung wird über die Variable INT\_MIN definiert. Über die Variablen D\_MIN und D\_MAX werden die Grenzwerte festgelegt. Eine Phasenverschiebung unterhalb von D\_MIN ergibt die Bewertung 1 und eine Verschiebung oberhalb von D\_MAX ergibt die Bewertung 0. Dazwischen wird die Kurve linear verteilt bewertet, entsprechend der Variabel K\_P.

Tabelle 10 CORA; Globale Einstellung der Kreuzkorrelationsbewertung

Variable	Wert	Beschreibung
D_MIN	0.01	delta_min als Teil des Intervalls der Bewertung [0,...,1]
D_MAX	0.12	delta_max als Teil des Intervalls der Bewertung [0,...,1]
INT_MIN	0.8	Min. Überlappung des Intervalls [0,...,1]
K_V	10	Verteilung der Übergangsbewertung von 1 bis 0 des Verlaufs (1 = linear, 2 = quadratisch ...)
K_G	1	Verteilung der Übergangsbewertung von 1 bis 0 der Größe (1 = linear, 2 = quadratisch ...)
K_P	1	Verteilung der Übergangsbewertung von 1 bis 0 der Phasenverschiebung (1 = linear, 2 = quadratisch ...)
G_V	0.5	Gewichtungsfaktor der Verlaufsbewertung [-]
G_G	0.25	Gewichtungsfaktor der Größenbewertung [-]
G_P	0.25	Gewichtungsfaktor der Phasenverschiebung [-]
G_2	0.5	Gewichtungsfaktor der Kreuzkorrelationsbewertung [-]

Die Variable  $Y_{\text{Norm}}$  ist eine Variable, die für die Berechnung einiger Auswerteparameter Anwendung findet. Damit über alle Pulse die gleichen Bewertungskriterien gelten, wurde für die Bewertung der Beschleunigung entlang der x-Achse ein  $Y_{\text{Norm}}$  Wert von 150, für die Bewertung der Beschleunigung entlang der z-Achse ein  $Y_{\text{Norm}}$  Wert von 50 definiert.

#### 4.3.3 Bewertungskriterien der Kinematik im Heckaufprall

Die Bewertungskriterien und Kennwerte wurden auf Grundlage folgender Eingangsmessreihen betrachtet:

- Beschleunigung in x- und z-Richtung
- Rotationsgeschwindigkeiten um die y-Achse
- Kräfte und Momente im oberen und unteren Nackenbereich

Anhand von den in diesem Abschnitt vorgestellten Bewertungskriterien soll ein Abgleich der Bewegungen zu den relevanten Zeitpunkten ermöglicht werden. Das Ziel ist es, ein einheitliches Verständnis der verwendeten Begriffe festzulegen.

#### Beschleunigung

In einem ersten Objektivierungsschritt wurden die Beschleunigungen von Kopf, C4, T1, T8, L1 und Pelvis entlang der x- und z-Achse über einen Zeitraum von mindestens 200 ms erfasst.

Anhand der Änderung der Beschleunigung konnten aufgrund der konstanten Masse Rückschlüsse bezüglich der Änderung der proportional verlaufenden Kraft gezogen werden (siehe Formel (25)). Die absolute Kraft konnte nicht ermittelt werden, da die Masse für den jeweiligen Bezugspunkt nicht ermittelt werden konnte.

$$\Delta F = m * \Delta a \quad (25)$$

Über die Beschleunigungssensoren werden abrupte Änderungen in der Kinematik durch eine zeitlich begrenzte Krafteinwirkung deutlich, die auf die betrachtete Körperregion wirken. Einflüsse durch Störkonturen können somit mittels dem Beschleunigungssignal identifiziert werden, indem diese eine abrupte Änderung in dem Verlauf des Signals aufzeigen. Die

körperfest angebrachten Beschleunigungssignale werden auch im Kopf und Nackenbereich für die Bewertung der Verletzungswahrscheinlichkeit, z.B. nach Euro NCAP, verwendet.

### **Geschwindigkeit**

Die Geschwindigkeit verdeutlicht die Summe der Beschleunigungen über einen definierten Zeitraum, die auf den Messpunkt gewirkt haben. Der Impuls ( $p$ ) wird aus dem Produkt der Masse und der Geschwindigkeit gebildet. Die Impulsänderung ( $\Delta p$ ) und die Drehimpulsänderung ( $\Delta J$ ) können aufgrund der konstanten Masse über die proportional verlaufende Änderung der Geschwindigkeit und Rotationsgeschwindigkeit ( $\Delta\omega$ ) um die y-Achse beschrieben werden (siehe Formel (26) und (27)).

$$\Delta p = \Delta v \tag{26}$$

$$\Delta J = \Delta\omega \tag{27}$$

Anhand der ermittelten Geschwindigkeit konnte neben dem Impuls auch eine Aussage zu der maximal erreichten Eintauchgeschwindigkeit, dem Zeitpunkt des Umkehrpunktes, bzw. zu der maximalen Rückverlagerung getroffen werden. Die Summe der Kräfte während des Aufpralls konnte dadurch mit anderen Versuchen abgeglichen werden. Unterschiede im Kräftegleichgewicht der einzelnen Körperregionen wurden dadurch dargestellt.

### **Trajektorie, Weg und Rotation**

Die Trajektorie des BioRID II im Fahrzeugkoordinatensystem errechnete sich, indem die im Fahrzeugkoordinatensystem anteilige Beschleunigung entlang der x- und z-Achse zweifach nacheinander über die Zeit integriert wurden. Die ermittelten Bahnkurven wurden relativ zum Rückenlehndrehpunkt (RLDP) über den H-Punkt und Torsolage im Fahrzeugkoordinatensystem positioniert. Somit konnte der Eintauchvorgang des BioRID II relativ zur Bewegung des Sitzes beschrieben werden.

Mittels dieser Betrachtung wurden Rückschlüsse zur Position des Umkehrpunkts identifiziert. Eine Abweichung der Körperelemente zueinander konnte auf diese Weise verdeutlicht werden. Die Rotation des Kopfes relativ zur Brust findet als Kriterium in der FMVSS 202a für die Vorhersage der Verletzungswahrscheinlichkeit mit einem Hybrid III Verwendung. Der BioRID II misst, inwieweit sich die Körperelemente zueinander während des Heckaufpralls drehen. Die Rotationen der Körperelemente auf der Lehne und relativ zu der Rotation der Referenzlinie wurden für eine objektive Betrachtung gemessen.

### **Kräfte und Momente**

Sowohl Zug- und Scherkräfte als auch Momente im oberen und unteren Nackenbereich wurden während des Versuchs aufgenommen. Extensionsanterior-, Extensionsposterior-, Flexionsanterior- und Flexionsposterior-Bewegung konnten anhand dieser Messreihen beschrieben werden. Diese gemessenen Werte gehen in die Bewertung des Verletzungsrisikos durch die  $N_{km}$ , Nackenscher- und Nackenzugkraft ein. Somit sind die betrachteten Kriterien ein wesentlicher Bestandteil der Validierung des Sitzdesigns.

### **Spezifische Unfall-Leistung (SPUL)**

Die Bewertung der Leistung des Aufpralls wird aus dem Produkt der Geschwindigkeitsänderung  $\Delta v$  und der mittleren Schlittenbeschleunigung berechnet. Dieses

Produkt ist proportional zur am Kollisionsobjekt wirksamen Änderung der Bewegungsenergie während der Stoßvorgänge [67]. Eine massenunabhängige Betrachtung der Änderung der Bewegungsenergie, geteilt durch die Wirkungsdauer der einzelnen Körperelemente, wird auf diese Weise beschrieben (siehe Formel (28)).

$$SPUL = \frac{\Delta v(t)^2}{t} \quad (28)$$

### **Bewertungskriterien – Sitz**

Die Bewegung der Sitzfläche ist über die im Hauptlastpfad liegenden Komponenten definiert. Über die Massenträgheit wird die erste Bewegung relativ zum Schlitten initiiert. Die folgende Bewegung der Lehne wird durch den Anprall des BioRID II verursacht. Dabei bestimmt die Auslegung des Sitzdesigns den Verlauf der gesamten Kinematik während des Heckaufpralls.

Anhand von MXT-5 Punktmarken, welche an der Kopfstütze, den Kopfstützenstangen, oberen Rückenlehne, mittleren Rückenlehne, unteren Rückenlehne und an dem Sitzlehnendrehpunkt angebracht wurden, wurde die Kinematik des Sitzes mittels einer Hochgeschwindigkeitskamera relativ zu einem Referenzpunkt, der auf dem Katapultschlitten befestigt war, gemessen.

### **Positions- und Lageänderung**

Anhand der Verfolgung der Positions- und Lageänderung der MXT-5 Punktmarken während des Versuchs wurde die Bewegung der Drehpunkte und der Positionierung gemessen. Im ersten Abschnitt des Versuchs wurde das Setzverhalten der Lehne durch die Trägheit in der ersten Phase des Aufpralls bewertet. Dabei konnte das vorhandene Spiel in den Gelenken und Verbindungen durch die Massenträgheit der Komponenten aus der Lehne gedrückt werden. Ab dem Kontakt des BioRID II mit der Lehne wurde die Bewegung der Lehne, der Kopfstütze und der Rotation der Lehne gemessen und beschrieben.

Der Ausgangspunkt der Referenzlinie wurde über die Position des Rückenlehnendrehpunkts festgelegt. Die Rotation der Referenzlinie wurde über die Winkeländerung bestimmt, welche anhand der Bewegung zwischen dem Rückenlehnendrehpunkt relativ zur MXT 5-Punktmarke im oberen Bereich der Rückenlehne gemessen wurde.

### **Geschwindigkeit**

Die erreichte Geschwindigkeit der Sitzkomponenten wurde über die benötigte Zeit für die Positionsänderung der MXT 5-Punktmarken berechnet. Der Nulldurchgang des Geschwindigkeitsvektors legte den Zeitpunkt des Umkehrpunkts fest. Ebenfalls wurden die Impulsänderung und der Verlauf des Kräftegleichgewichts über die Geschwindigkeit der Sitzkomponenten verfolgt. Aufgrund der über die Drehpunkte der Lehne definierten Bahnkurve des Sitzes war die resultierende Geschwindigkeit der Komponenten im Fokus. Die Geschwindigkeit der Komponente zum Zeitpunkt des Auftreffens war bei der Impulsänderungsbestimmung relevant.

### **Beschleunigung**

Die Beschleunigung wurde ermittelt, indem das erfasste Geschwindigkeitssignal nach der Zeit abgeleitet wurde. Anhand der Beschleunigung der MXT 5-Punktmarken wurde ersichtlich, zu

welchem Zeitpunkt eine Kraft in die Struktur eingeleitet wurde. Der Anprall der Lehne und die Dauer der Beschleunigung wurden sowohl durch die Beschleunigung des Schlittens als auch durch den Anprall des BioRID II mit der Lehne bestimmt. Hier war vor allem der zeitliche Verlauf des Anpralls der Körperteile des BioRID II mit den Komponenten der Lehne im Fokus.

### **Bewertungskriterien – gesamt**

In diesem Abschnitt werden die Bewertungskriterien beschrieben, die den Bewegungsablauf des BioRID II relativ zu dem Sitz beschreiben. Ab dem Zeitpunkt des ersten Kontakts wurde die Bewegung des BioRID II über den Sitz geführt. Die erste Bewegung wurde über die Reibung der Kontaktflächen des Sitzes und des BioRID II initiiert. Anschließend wurde der weitere Verlauf über die Komponenten und deren Eigenschaften bestimmt.

Die initiale Position des Rückenlehnendrehpunkts war durch den Referenzpunkt definiert, wodurch eine Vergleichbarkeit zwischen mehreren Sitzversuchen ermöglicht wurde. Über diese Darstellung konnte die Abweichung durch die unterschiedlichen H-Punkte und Lagen des BioRID II relativ zu den unterschiedlichen Lagen des Sitzes dargestellt werden. Ebenfalls wurde in der gemeinsamen Analyse der Einfluss des Sitzes auf die Kinematik des BioRID II durch die einzelnen Komponenten der Lehne, wie z.B. Bezug, Schaum, Klimalüfter, Lordose und Massagesystem, messbar. Im folgenden Abschnitt sind die betrachteten Kennwerte, Eintauchtiefe, Aufsteigen, Rotation relativ zur Rotation der Lehne, Impuls zum Auftreffzeitpunkt der Körperelemente, beschrieben.

Die Eintauchtiefe des BioRID II wurde relativ zu der Referenzlinie, welche über den Rückenlehnendrehpunkt und dem Kopfstützenaustrittspunkt gebildet wurde, berechnet. Zu jedem Zeitpunkt des Versuchs wurde die Eintauchtiefe entlang der x-Achse anhand dem Abstand des betrachteten Körperteils zu der Referenzlinie im Fahrzeugkoordinatensystem berechnet (siehe Formel (29)).

$${}_I\mathcal{X} = x_{BioRID II KT}(z) - x_{Ref Linie}(z) \quad (29)$$

*$x_{BioRID II}$  = x-Position der Messpunktes des BioRID II im Fahrzeugkoordinatensystem;  $x_{Ref Linie}$  = x-Position auf der Referenzlinie abhängig von der Höhe entlang der z-Achse des Betrachteten Messpunktes im Fahrzeugkoordinatensystem*

Informationen zu Störkonturen im Sitz, wie z.B. Komponenten und bauraumbedingten Ausprägungen der Struktur, die den Verlauf und die Eintauchtiefe des BioRID II relativ zu der Referenzlinie beeinflussen, konnten dadurch gewonnen werden.

Relativ zum Rückenlehnendrehpunkt wurde beim Heckaufprall ein Anstieg des ATD beobachtet. Dies wurde dadurch verursacht, dass der Sitz während des Heckaufpralls aufgrund der Sitzkinematik absank und die Lehne über einen nach hinten geneigten Winkel den Körper des BioRID II nach oben ablenkte. Die Ausprägung dieses Phänomens kann anhand der Bewegung der einzelnen Körperelemente relativ zu dem Rückenlehnendrehpunkt und der Rotation der Rückenlehnen beschrieben werden (siehe Formel (30)).

$${}_{Lehne}{}_k a_z = f({}^{BioRID II}{}_i a_x, {}^{BioRID II}{}_i a_z, {}^{BioRID II}{}_k \theta_y, {}^{Referenzlinie}{}_k \theta_k, {}^{RLDP}{}_i x_z, {}^{RLDP}{}_i x_x) \quad (30)$$

Bei der Betrachtung der Rotation des BioRID II relativ zur Rotation der Referenzlinie konnte die Rotation der Körperelemente, welche durch die Rotation der Lehnen bereinigt wurde,

analysiert werden. Anhand dieser Information war es möglich, den Einfluss durch die Oberflächengestaltung der Lehne, unabhängig der allgemeinen Lehnen-Rotation, darzustellen und zu analysieren (siehe Formel (31)).

$$\theta_{\Delta} = \theta_x - \theta_{Ref\ Linie} \quad (31)$$

$\theta_x$  = Rotation des betrachteten Körperelements um die y-Achse;  $\theta_{Ref\ Linie}$  = Rotation der Referenzlinie

Der erste Kontakt des BioRID II mit der Lehne war unter anderem für die Bewertung des NICs von Bedeutung. Der Anprall zwischen dem Körperteil und der Lehne wurde über den Impuls zum Zeitpunkt des Auftreffens beschrieben. Die relative Geschwindigkeit zwischen dem Körperteil und der Lehne auf der Höhe des Messpunktes beschreibt den jeweiligen Impuls (siehe Formel (32)).

$$k = \overset{Körperteil}{res}v - \overset{Lehne}{res}v \quad (32)$$

$\overset{Körperteil}{res}v$  = Resultierende Geschwindigkeit des betrachteten Körperteils;  $\overset{Lehne}{res}v$  = Resultierende Geschwindigkeit der Lehne auf Höhe des betrachteten Körperteils

#### 4.3.4 Sensitivitätsanalyse –Betrachtete Parameter

Die in Tabelle 11 aufgeführten Parameter wurden im Verlauf dieser Arbeit untersucht. Die Parameter wurden mit dem Ziel ausgewählt, die Ergebnisse der explorative Analysemethoden zu überprüfen, die Kausalität der postulierten Einflussfaktoren zu validieren und Scheinkorrelationen zu identifizieren.

Tabelle 11 Parameter der Sensitivitätsanalyse

Geometrische Sitzauslegung	Massenverteilung	Sitzstruktur	Weichteilumfänge
• LB	• KST	• Materialdicke	• $SD_{KST}$
• LHLDPzuLQT	• RLOB	• Höherfester Stahl	• SD
• $\times KSTzuLQT$		• KST Stangendicke	

Die Breite der Lehne wurde über die Mitte in beide Richtungen um insgesamt 25 mm reduziert. Die Bauteileigenschaften wurden nicht geändert. Die 25 mm wurden ausgewählt, da dieser Wert der Standardabweichung des vorhandenen Datensatzes des oberen Bereichs der Lehne entspricht. Der Wert wurde relativ gering gehalten, damit sonstige Einflussfaktoren oder Bauteileigenschaften nicht zu stark beeinflusst werden, wie z.B. das Gewicht der Lehne. Es wurde darüber hinaus angenommen, dass sich der Einfluss auf die Kinematik eines Insassen während eines Heckaufpralls in diesem Bereich am deutlichsten auswirkt, worauf die Maße des oberen Lehnenbereichs als Referenz für die Definition der Größe der Reduzierung diente. (siehe Abbildung 23)

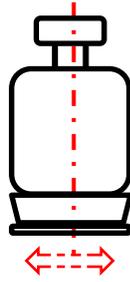


Abbildung 23 Skalierung der Breite der Lehne

Die Höhe der Lehne wurde um 30 mm erhöht, indem die Lehne gleichmäßig um einen entsprechenden Faktor skaliert wurde. Die 30 mm wurden ebenfalls aufgrund der Standardabweichung definiert, die im Datensatz erfasst wurde. Bei der Skalierung der Lehne wurde darauf geachtet, dass die Position der Kopfstütze entsprechend korrigiert wurde, damit die Position der Kopfstütze zu der initialen Position unverändert blieb. (Siehe Abbildung 24)

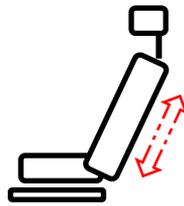


Abbildung 24 Skalierung der Lehnenhöhe

Neben dem Einfluss auf die Kinematik des BioRIDs II, durch eine Änderung der Breite und der Höhe wurde der Abstand der vorderen Kopfstützenanprallfläche zum Lehnenquerträger ( $x_{KSTzuLQT}$ ) um 17 mm reduziert und vergrößert, indem die Tiefenverstellung um jeweils zwei Rastpositionen verstellt wurde (Siehe Abbildung 25). Die 17 mm wurden ausgewählt, da dieser Abstand einer realistischen und einstellbaren Größenordnung von einer Standardabweichung entsprach.

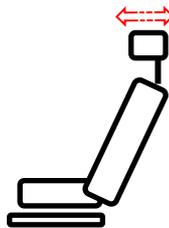


Abbildung 25 Skalierung des Abstands in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger

In den folgenden beschriebenen Varianten werden die Einflüsse der Materialeigenschaften der Struktur der Lehne untersucht. Die Wandstärke der Seitenholme, bestehend aus HC420LA Stahl, wurde um 0,5 mm erhöht. Durch die Änderung der Stahlwandstärke um 0,5 mm, bis zu 50% der vorhandenen Stahlwandstärke, wurde eine deutliche Versteifung erwartet. In einer weiteren Variante wurde der Stahl durch einen höherfesten Dualphasenstahl, CR700Y980T-DP, ersetzt. Dieses Material unterscheidet sich unter anderem in der Streckgrenze und Zugfestigkeit. Das Ausgangsmaterial weist eine Streckgrenze von 400 - 500 MPa und eine Zugfestigkeit von 470 - 590 MPa auf. Der höherfeste Dualphasenstahl weist eine Streckgrenze von 700 - 850 MPa und eine Zugfestigkeit 980 - 1130 MPa auf. Anschließend wurden beide Ausprägungen in

Kombination untersucht. In einer weiteren Variante wurde die Materialdicke der Kopfstützenstange um 1 mm Wandstärke aufgebaut. Hier wurde eine deutlich höhere Wandstärke verwendet, da der Einfluss durch das Mehrgewicht gering war und eine deutliche Versteifung der Kopfstützenstange dadurch zu erwarten war.

Neben dem Einfluss des Materials wurde die Massenverteilung in der Lehne betrachtet. Die Kopfstützenmasse wurde hierfür um bis zu 1,5 kg erhöht, indem die zusätzliche Masse, die über die Knotenpunkte der Kopfstütze verteilt ist, aufgebracht wurde. Ebenfalls wurde in einer weiteren Variante eine Masse von 2 kg im oberen Bereich der Rückenlehne, an der Befestigung des Monitors, angebracht. Die jeweiligen Massen wurden definiert abhängig von der Größenordnung eines Monitors, der an der Rückenlehne angebracht werden kann, und einer Kopfstütze mit erweiterten Funktionen, wie einer elektrischen höhen und Tiefenverstellung.

## 5 Ergebnisse

In dem ersten Abschnitt wird der vorliegende Datensatz anhand von deskriptiven Analysen detailliert beschrieben. Anschließend werden die ermittelten Ergebnisse der Cluster- und Faktorenanalyse dargestellt. In dem zweiten Abschnitt werden die Ergebnisse der FEM Validierung und die Ergebnisse der Einflüsse geänderter Sitzdesignparameter aufgezeigt.

### 5.1 Explorative Analyse kinematischer und geometrischer Zusammenhänge des BioRID II und des Sitzes

#### 5.1.1 Deskriptive Beschreibung der Grundgesamtheit

In dem folgenden Abschnitt werden alle zur Verfügung stehenden Daten der Grundgesamtheit deskriptiv beschrieben. Dadurch wird es möglich, sich einen Überblick über die zur Verfügung stehenden Daten des Datensatzes zu verschaffen. In der Abbildung 26 ist Gesamtsitzbewertung nach Euro NCAP von 2016 mit einer Gesamtpunktzahl von maximal 2 Punkten der Jahre von 2013 bis 2017 dargestellt, eine Trendentwicklung ist nicht zu erkennen. Positive und negative Ausreißer sind in der Gesamtbewertung der Sitze nach Euro NCAP in dem gesamten Datensatz vorhanden.

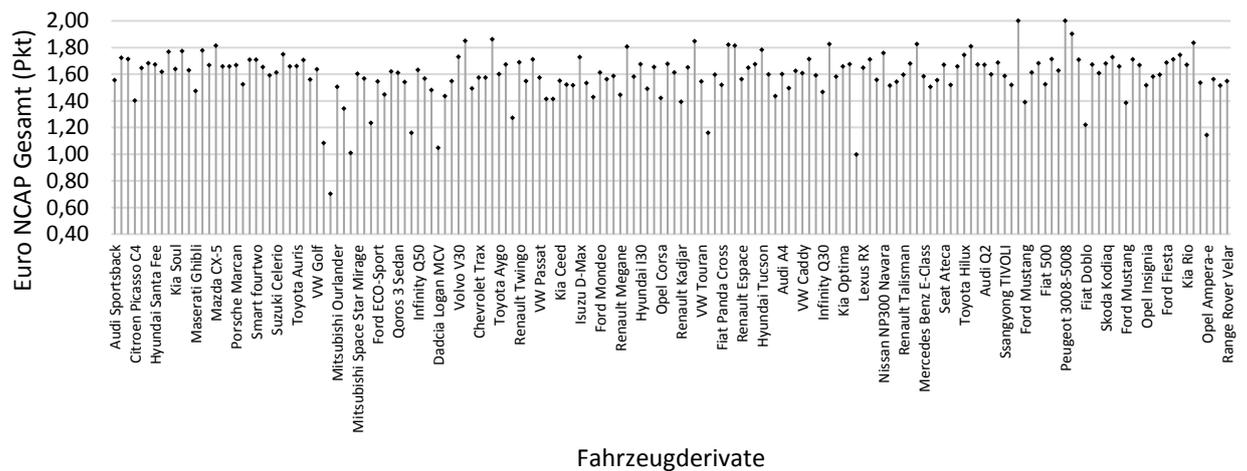


Abbildung 26 Euro NCAP Gesamtbewertung der einzelnen Fahrzeugderivate der Jahre 2013-2017

Abbildung 27 zeigt, dass die Verteilung zwischen dem ersten und dem dritten Quartil gering ist. 50% der Daten verteilt sich zwischen dem unteren Quartil von 1,53 Punkten und dem oberen Quartil von 1,68 Punkten. Der Median liegt bei 1,61 Punkten. Einzelne Ausreißer erstrecken sich nach unten bis zu einer Punktzahl von ca. 0,7 Punkten.

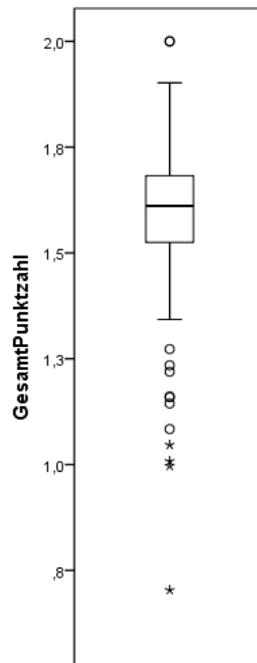


Abbildung 27 Boxplot der Euro NCAP Gesamtbewertung

Mit zunehmender Aufprallgeschwindigkeit ist in Abbildung 28 eine abnehmende Kopfkontaktzeit zu erkennen. Gleichzeitig nimmt jedoch auch die Differenz der Mediane zwischen den Pulsen LSP zu MSP mit 4 ms und zwischen MSP zu HSP mit 2 ms ab. Der Median befindet sich gleich auf zu dem oberen Limit der Bewertung nach Euro NCAP für den LSP mit 61ms, für den MSP mit 56 ms und für den HSP mit 54 ms. In Anbetracht der Verteilung der Kopfkontaktzeit ist ein Abfallen der Kopfkontaktzeit mit zunehmender Aufprallgeschwindigkeit zu erkennen. Die Kopfkontaktzeit der Ausreißer erreicht jedoch über alle drei Pulse eine maximale Kopfkontaktzeit von rund 90 ms.

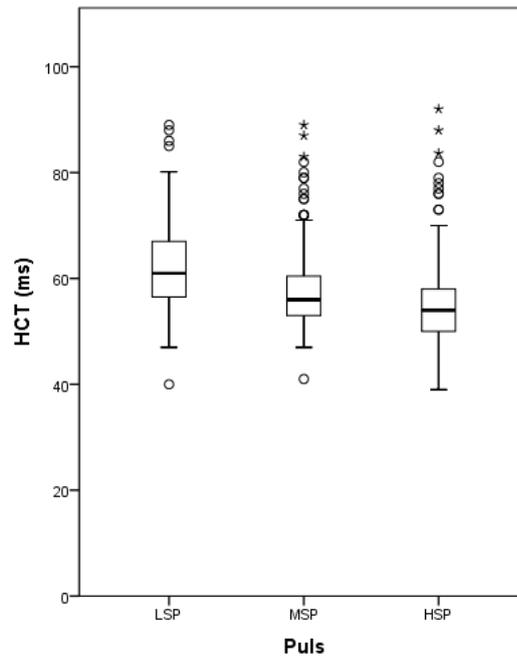


Abbildung 28 Boxplot der Kopfkontaktzeit

Das NIC Verletzungskriterium ist im Median deutlich zwischen dem LSP und MSP von  $8,1 \text{ m}^2/\text{s}^2$  auf  $13,2 \text{ m}^2/\text{s}^2$  angestiegen und fällt dann wieder leicht zum HSP auf  $12,7 \text{ m}^2/\text{s}^2$  ab. Die maximalen positiven Ausreißer zeigen einen vergleichbaren Verlauf zum Median. Der Verlauf der „Whisker“-Grenzen steigt jedoch konstant an (siehe Abbildung 29).

Das in Abbildung 30 dargestellte Verletzungskriterium,  $N_{\text{km}}$ , zeigt einen gleichbleibenden Verlauf von LSP zum MSP mit einem Median von  $0,25$  und einen deutlichen Anstieg zum HSP bis zu einem Wert von  $0,4$ . Auffällig ist die Abnahme der Streuung zum MSP hin, der jedoch im HSP wieder ansteigt.

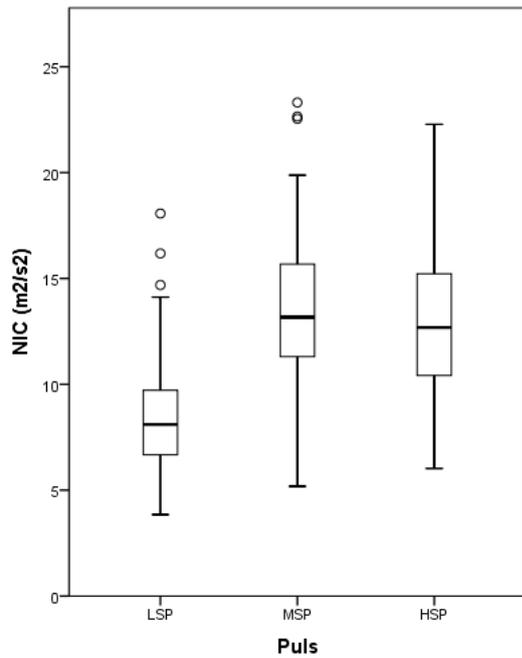


Abbildung 29 Boxplot des NIC Kriteriums

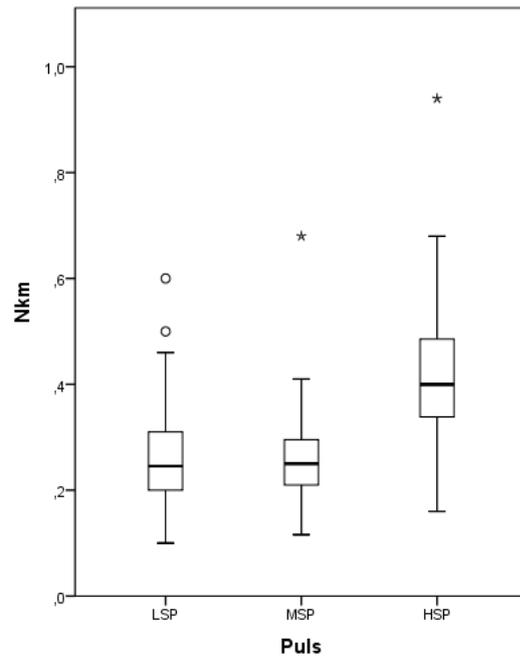


Abbildung 30 Boxplot des N<sub>km</sub> Kriteriums

In Abbildung 31 bis Abbildung 33 sind die obere und unteren Nackenscherscher- und Nackenzugkräfte visualisiert. Die Scherkraft im oberen Nacken,  $F_{x\_up}$ , weist vereinzelt für den HSP eine deutliche Abweichung auf. Der Dacia Lodgy, der in 2012 getestet wurde, beinhaltet eine Scherkraft im oberen Nackenbereich von bis zu 600 N. Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wurde die Skalierung der Abbildung 31 auf 160 N maximal begrenzt. Die Nackenscherkraft des oberen Nackens ist rechtsschief verteilt und beinhaltet ausschließlich positive Ausreißer. Die Scherkraft im unteren Nacken ist für den MSP im Median deutlich erhöht. Die Zugkraft im oberen Nacken weist für den MSP mit 376 N den höchsten medianen Wert auf (siehe Abbildung 32). Im unteren Nackenbereich bleiben die Zugkräfte im Vergleich der Mediane zwischen dem MSP und dem HSP auf dem gleichen Niveau von 154 N (siehe Abbildung 34).

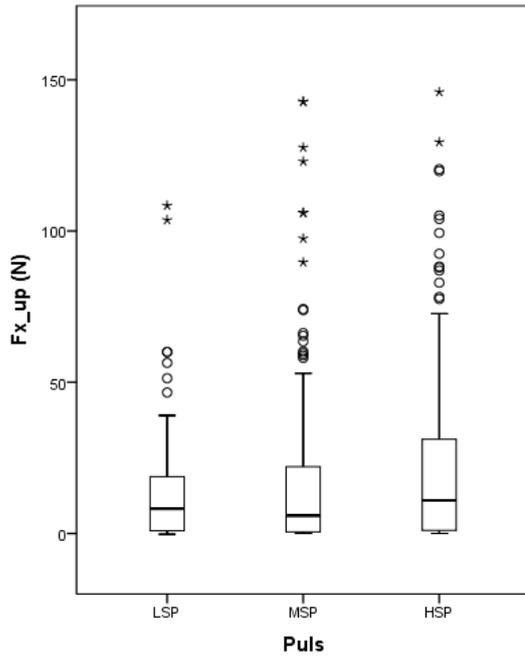


Abbildung 31 Boxplot der Scherkraft im oberen Nacken

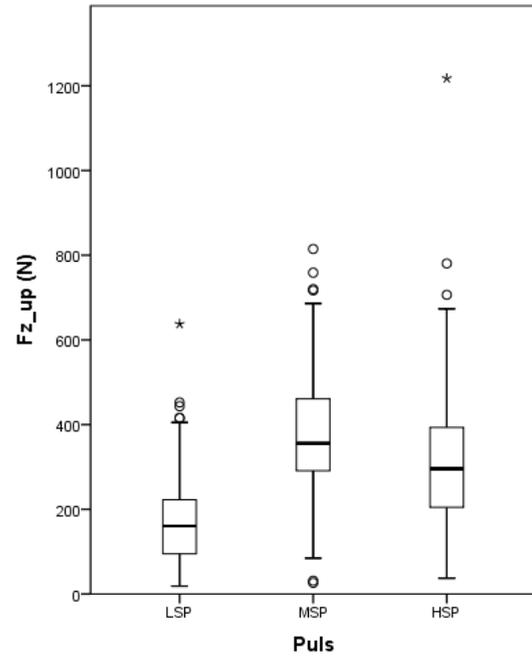


Abbildung 32 Boxplot der Zugkraft im oberen Nacken

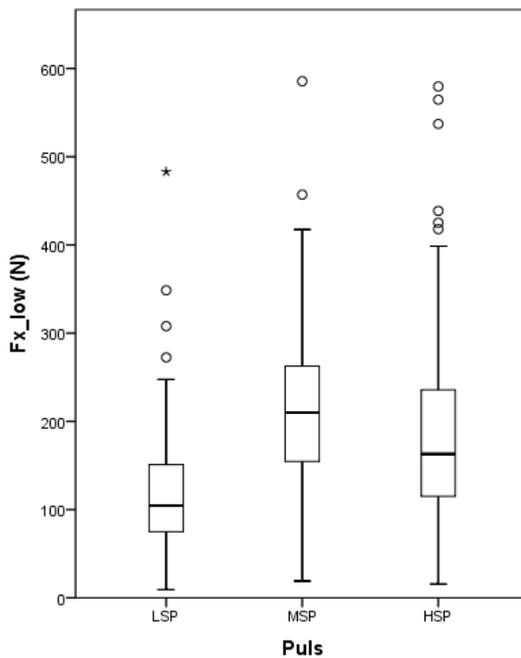


Abbildung 33 Boxplot der Scherkraft im unteren Nacken

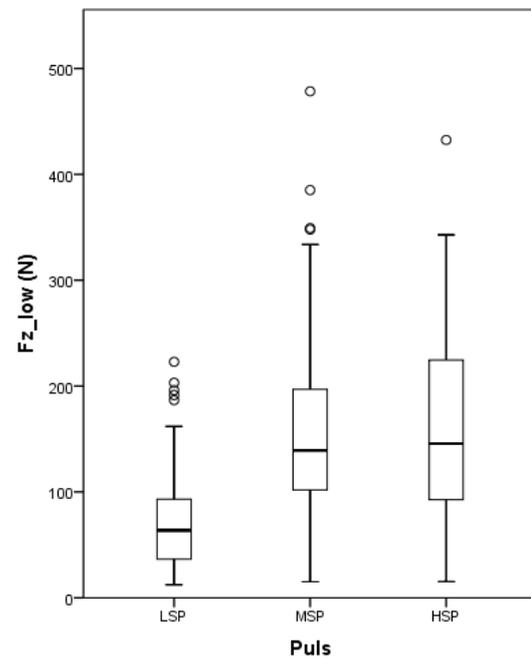


Abbildung 34 Boxplot der Zugkraft im unteren Nacken

Das Flexionsmoment im oberen Nacken,  $M_{y\_upFlex}$ , zeigt eine gleichmäßige Verteilung bei hoher Streubreite über die verschiedenen untersuchten Sitztypen. Auffallend ist, dass das Flexionsmoment im oberen und unteren Nackenbereich für den MSP im Median höher liegt als die Flexionsmomente im oberen und unteren Nackenbereich des LSP und HSP, siehe Abbildung 35 und Abbildung 37. Die unteren Nackenmomente sind rechtsschief verteilt, während im

oberen Nackenbereich lediglich die Flexionsmomente für den HSP rechtsschief verteilt sind, siehe Abbildung 35 bis Abbildung 38.

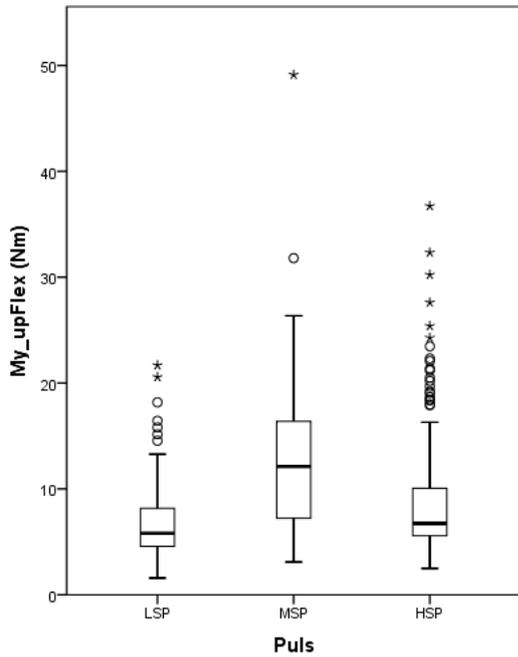


Abbildung 35 Boxplot des Flexionsmoments im oberen Nacken

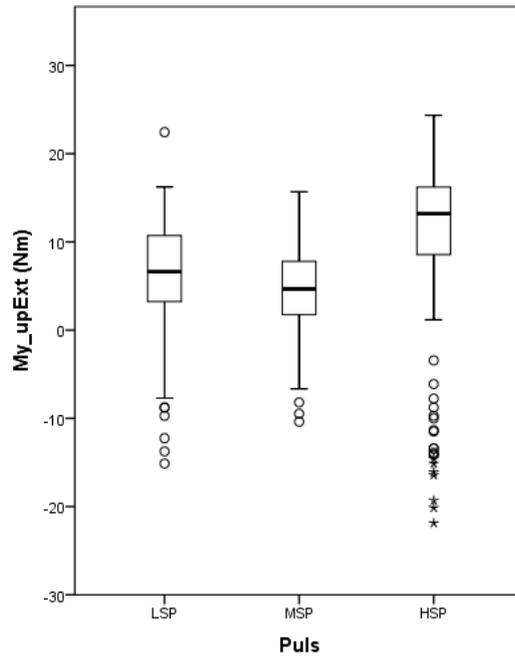


Abbildung 36 Boxplot des Extensionsmoments im oberen Nacken

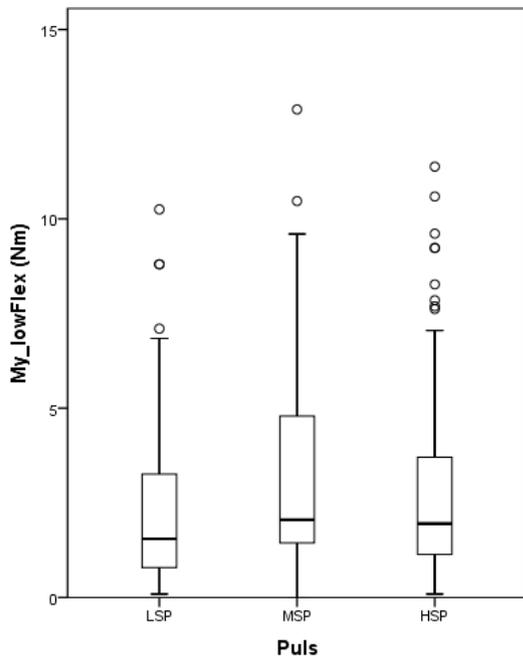


Abbildung 37 Boxplot des Flexionsmoments im unteren Nacken

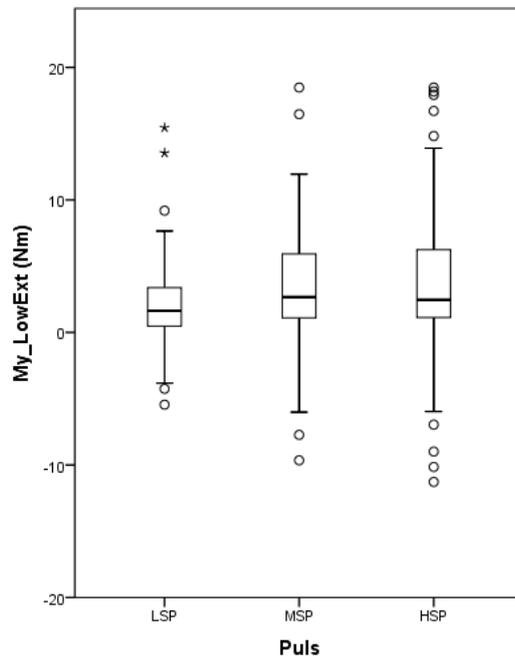


Abbildung 38 Boxplot des Extensionsmoments im unteren Nacken

Die getesteten Sitze weisen im Median einen Kopfabstand von 23 mm auf und verteilen sich von 0 mm auf bis zu über 70 mm, siehe Abbildung 39. Die Kopfstützenhöhe relativ zum BioRID II Kopf ist hingegen gleichmäßig verteilt mit einem Median von -5 mm, wie in Abbildung 40 dargestellt.

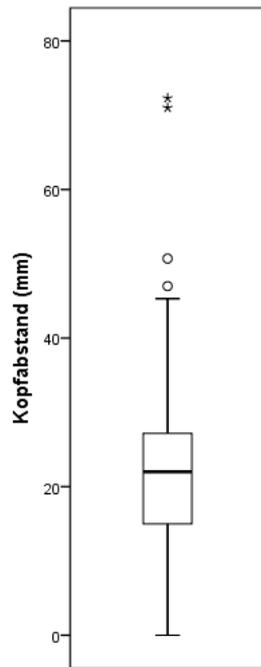


Abbildung 39 Boxplot des Kopfabstands

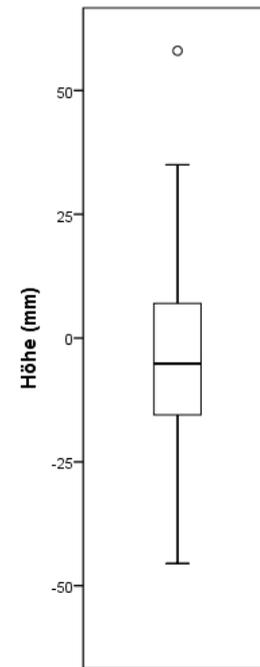


Abbildung 40 Boxplot der Kopfstützenhöhe

Die Verteilung der Lehnenbreite ist in Abbildung 41 dargestellt. Der obere Bereich der Lehne zeigt eine rechtsschiefe Verteilung. Der Median im oberen Bereich der Lehne liegt bei 360 mm und steigt auf eine Breite von 380 mm im mittleren Bereich der Lehne an. Die Verteilung im unteren Bereich der Lehne zeigt eine stark linksschiefe Verteilung der Lehnenbreite.

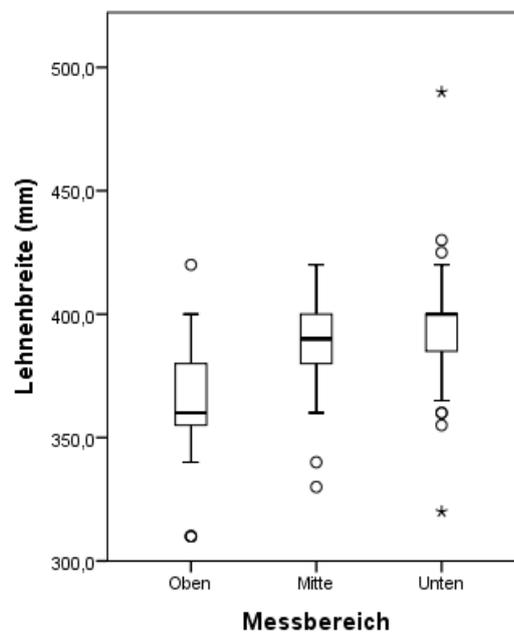


Abbildung 41 Boxplot der Lehnenbreite

Die Höhe  $H_{RLDPzULQT}$  beträgt im Median 500 mm und weist eine gleichmäßige Verteilung auf (siehe Abbildung 42). Der Median des Abstands in  $x$  zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger beträgt 70 mm. Der Datensatz ist linksschief verteilt, wie in Abbildung 43 gezeigt. Die Ausreißer verteilen sich von 0 mm bis maximal 110 mm.

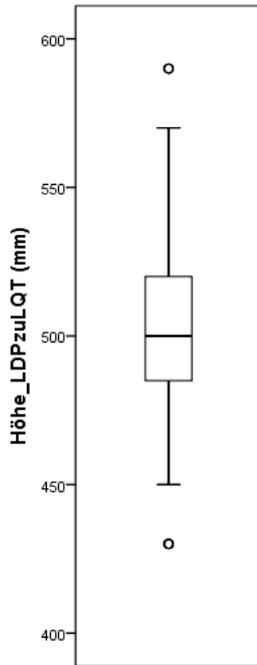


Abbildung 42 Boxplot der Lehnenhöhe

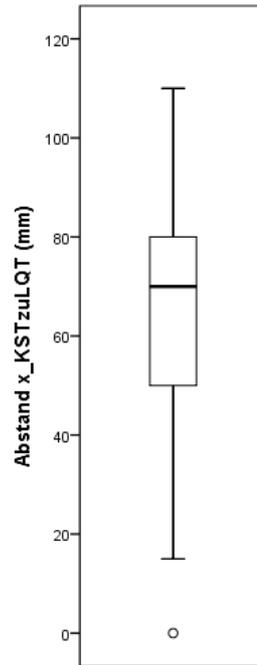


Abbildung 43 Boxplot des Abstands in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnquerträger

In Abbildung 44 ist die Schaumdicke in den Bereichen der Kopfstütze, oberer, mittlerer und unterer Bereich der Lehne dargestellt. Die Schaumdicke auf der Kopfstütze zeigt eine stark rechtsschiefe Verteilung und ist überwiegend im dritten Quartil von 25 bis 35 mm Dicke verteilt. Einzelne Ausreißer der Schaumdicke im Bereich der Kopfstütze verteilen sich bis zu einer Dicke von 70 mm. Die Schaumdicke oben nimmt Werte bis zu 80 mm ein und liegt im Median ebenfalls am höchsten bei 55 mm. Die Schaumdicke in der Mitte und Unten sind geringer und konstant bei 55 mm. (Siehe Abbildung 44)

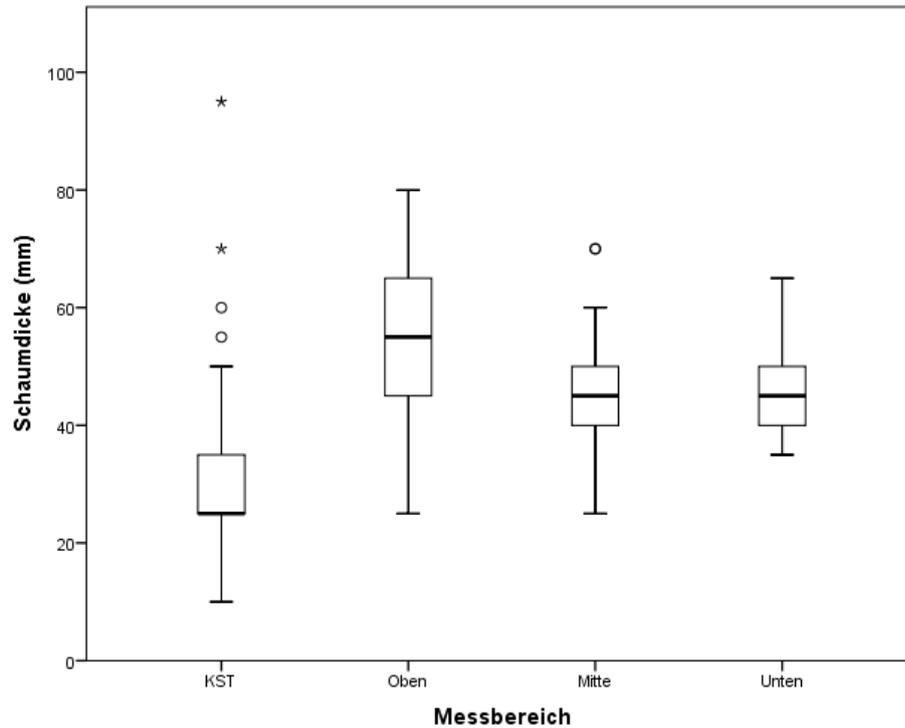


Abbildung 44 Boxplot der Schaumdicken

## 5.1.2 Clusteranalyse

Die Ergebnisse der Clusteranalyse, auch Gruppierungsverfahren genannt, sind in

und Tabelle A 2 dargestellt. Im ersten Abschnitt sind die identifizierten und subsequent ausgeschlossenen Ausreißer im vorhandenen Datensatz aufgelistet. Der letzte Abschnitt beschreibt die identifizierten Gruppen, die anhand der aktiven Segmentierungseigenschaften, der dynamischen Bewertungskriterien des BioRID II, und der passiven Segmentierungseigenschaften, geometrische Ausprägungen der Sitzdesignparameter quantifiziert werden. Aufgrund des metrischen Skalenniveaus des Datensatzes wurde als Proximitätsmaß die quadrierte Euklidische-Distanz gewählt.

### 5.1.2.1 Analyse der Ausreißer

In einem ersten Schritt wurde das Single Linkage Verfahren ausgewählt, da dieses Verfahren zur Bildung von großen Gruppen tendiert und Ausreißer in einem Datensatz identifiziert. Subsequent wurden die identifizierten Fahrzeuge für die folgenden Untersuchungen ausgeschlossen.

Tabelle 12 Ausgeschlossene Fahrzeuge für die weiterführende explorative Datenanalyse

<b>Identifizierte Fahrzeuge</b>	
• FIAT Punto 2017	• Toyota Aygo 2012
• Volvo V40 2012	• Opel Ampera-e 2017
• Dacia Logan MCV 2014	• Range Rover L405 2012
• Dacia Lodgy 2012	• Mini Cooper 2014
• Dacia Duster 2017	• DS-3 2017
• Volvo V30 2012	• Chevrolet Captiva 2011

Bei einer genaueren Betrachtung der ausgeschlossenen Fahrzeuge weisen diese deutliche abweichende Bewegungen zu der Grundgesamtheit auf. Meist zeigen diese Sitze ein stärkeres Absinken der Sitzfläche oder eine rückwärtige Bewegung der Rückenlehnen, sodass der BioRID II deutlich höher relativ zu dem Rückenlehndrehpunkt ansteigt. Dadurch ist die Schutzwirkung der Kopfstütze nicht ausreichend gegeben und der Kopf des BioRID II verfolgt eine stärkere Extensionsbewegung.

Unter Ausschluss der oben genannten Fahrzeuge umfasst der Datensatz die in Tabelle 13 zusammengefassten Fälle.

Tabelle 13 Anzahl der Fälle der Clusteranalyse

<b>Gültig</b>		<b>Verarbeitete Fälle</b>		<b>Insgesamt</b>	
		<b>Fehlenden Werten</b>			
<b>N</b>	<b>Prozent</b>	<b>N</b>	<b>Prozent</b>	<b>N</b>	<b>Prozent</b>
185	79,1%	49	20,9%	234	100,0%

#### 5.1.2.2 Bestimmung der optimalen Gruppenzahl

Zur Bestimmung der optimalen Gruppenzahl wurden der Test von Mojena und das Elbow-Kriterium angewendet. Die exakte Anzahl an Gruppierungen folgt einer subjektiven Bewertung und orientiert an den Schwellenwerten der Ergebnisse der vorangegangenen Tests.

Der Test von Mojena empfiehlt bei einem Schwellenwert von 2,75 eine Clusteranzahl von 13 Gruppierungen. In Abbildung 45 ist die Fehlerquadratsumme dargestellt. Anhand des Elbow-Kriteriums konnte eine Empfehlung des Tests von Mojena bestätigt werden.

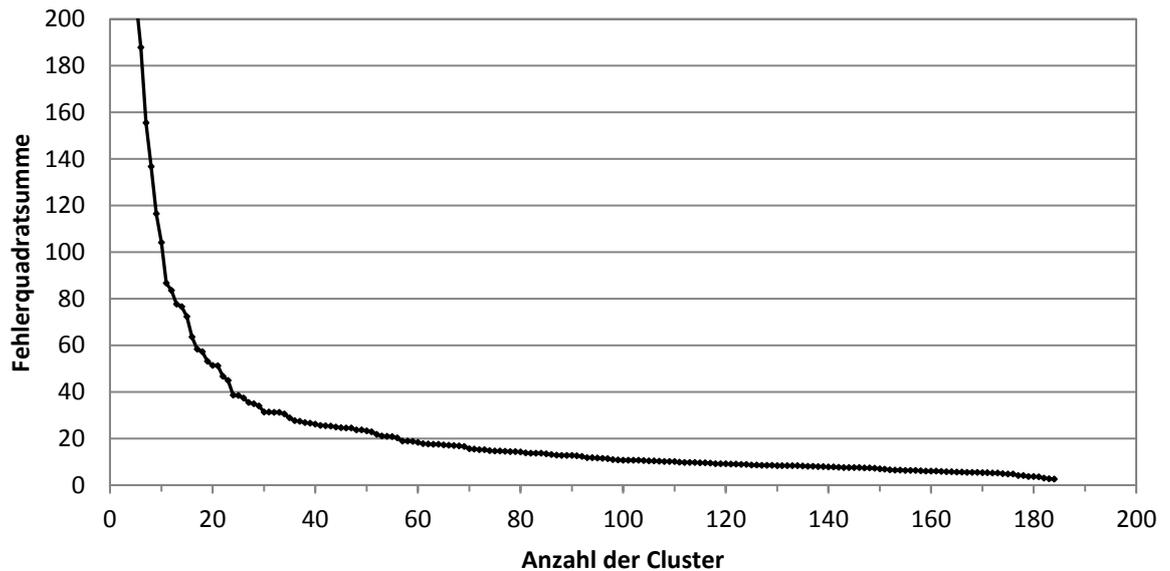


Abbildung 45 Entwicklung des Heterogenitätsmaßes

### 5.1.2.3 Ausprägungen der Gruppen

Die folgenden beschriebenen Gruppen sind nach dem Ward Fusionierungsalgorithmus aufgrund der Ähnlichkeit der dynamischen Bewertungskriterien innerhalb einer Gruppe gebildet worden. Somit werden die dynamischen Bewertungskriterien des BioRID II durch die aktiven Segmentierungseigenschaften beschrieben. Die geometrischen Ausprägungen der Sitze und weitere erfassten Ausprägungen bilden die passiven Segmentierungseigenschaften, anhand derer die einzelnen Gruppen genauer beschrieben werden können. Die Nummerierung der Gruppen folgt keiner definierten Ordnung.

Im Anhang sind in der Tabelle A 1 die Fahrzeuge der jeweiligen Gruppen zu entnehmen. Gruppe 8 ist mit 22 Fahrzeugen die größte Gruppe, Gruppe 7 sowie 12 die kleinste Gruppe mit 7 Fahrzeugen. Die anderen Gruppen enthalten  $14 \pm 4$  Fahrzeuge. Innerhalb einer Gruppe sind auffällig oft Fahrzeuge des gleichen OEM Konzerns aufgelistet. Beispielsweise sind es in Gruppe 8 12 von 22 Fahrzeugen.

Im folgenden Abschnitt werden die aktiven und passiven Segmentierungseigenschaften im Vergleich zur Grundgesamtheit und der Gruppen zueinander beschrieben. Gruppe 2, 5, und 12 sind von diesem Vergleich aufgrund der hohen Streuung der enthaltenen Variablen relativ zur Grundgesamtheit ausgeschlossen und werden nicht weiter berücksichtigt. Der Tabelle A 2 sind die F-Test und t-Werte aller Gruppen aufgeführt.

#### **Gruppe 1**

Die Gruppe 1 enthält 20 Fahrzeuge. Insgesamt schließen die Sitze dieser Gruppe mit einer Euro NCAP Punktzahl von 1,65 Pkt als drittbeste Gruppe im Vergleich zueinander ab.

Die aktiven Segmentierungseigenschaften, welche in Tabelle 14 aufgelistet sind, bestehen aus auffallend unterdurchschnittlichen Werten relativ zur Grundgesamtheit mit Ausnahme des  $N_{km}$  und des oberen Nackenextensionsmoment. Das NIC Kriterium ist verglichen mit den anderen

Gruppen über alle Pulse hinweg am niedrigsten mit Durchschnittswerten des niedrigen Pulses LSP von  $6,4 \text{ m}^2/\text{s}^2$ , des mittleren Pulses MSP von  $10,3 \text{ m}^2/\text{s}^2$  und des hohen Pulses HSP von  $9,6 \text{ m}^2/\text{s}^2$ . Die Kopfkontaktzeit ist für den MSP mit  $53,7 \text{ ms}$  relativ niedrig, jedoch sind die Kopfkontaktzeiten der Gruppen 2, 4, 5 und 6 geringer. Die Scher- und Zugkräfte im oberen Nackenbereich sind mit  $5,9 \text{ N}$  und  $242,5 \text{ N}$  jeweils relativ zur Grundgesamtheit von mit jeweils  $21,5 \text{ N}$  und  $375 \text{ N}$  für den MSP deutlich geringer ausgeprägt. Im oberen Nackenbereich sind die Zugkräfte geringer als die Scherkräfte, während im unteren Nackenbereich die Scherkräfte verglichen mit den Zugkräften geringer ausgeprägt sind. Die Extensionsmomente im oberen Nackenbereich sind in dieser Gruppierung im Vergleich zur Grundgesamtheit ausgeprägter. Diese sind im Durchschnitt um ca.  $7 \text{ Nm}$  höher. Im unteren Nackenbereich ist ebenfalls das Extensionsmoment ausgeprägter.

Tabelle 14 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 1

Aktive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert (LSP/MSP/HSP)			F-Test (LSP/MSP/HSP)			t-Wert (LSP/MSP/HSP)		
<b>Tix (g)</b>	10,5	11,3	14,6	0,58	0,40	0,79	-0,60	-0,63	-0,47
<b>HCT (ms)</b>	57,8	53,7	51,4	0,30	0,15	0,19	-0,50	-0,51	-0,50
<b>NIC (<math>\text{m}^2/\text{s}^2</math>)</b>	6,4	10,3	9,6	0,43	0,39	0,34	-0,89	-1,03	-1,10
<b>N<sub>km</sub></b>	0,4	0,3	0,4	1,26	0,50	1,07	1,26	0,64	0,44
<b>Vreb (m/s)</b>	3,4	3,8	4,7	1,23	1,11	1,34	-0,71	-0,80	-0,34
<b>F<sub>x_up</sub> (N)</b>	12,2	5,9	7,3	0,23	0,06	0,05	-0,12	-0,44	-0,47
<b>F<sub>z_up</sub> (N)</b>	94,0	242,5	251,8	0,40	0,29	0,87	-0,85	-1,01	-0,46
<b>M<sub>y_up Flex</sub> (Nm)</b>	4,6	6,4	5,7	0,14	0,07	0,15	-0,55	-0,85	-0,51
<b>M<sub>y_up Ext</sub> (Nm)</b>	12,3	10,1	15,9	0,17	0,11	0,12	1,07	1,19	0,71
<b>F<sub>x_low</sub> (N)</b>	60,7	133,9	141,1	0,21	0,15	0,46	-0,78	-0,75	-0,34
<b>F<sub>z_low</sub> (N)</b>	48,9	110,0	143,5	0,41	0,41	0,72	-0,37	-0,33	0,06
<b>M<sub>y_low Flex</sub> (Nm)</b>	1,4	1,9	1,9	0,25	0,14	0,09	-0,27	-0,35	-0,24
<b>M<sub>y_low Ext</sub> (Nm)</b>	2,2	2,8	3,8	0,58	0,14	0,29	0,34	0,15	0,32

In Tabelle 15 sind die passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 1 aufgelistet. Verglichen mit dem Kopfabstand von  $23,3 \text{ mm}$  aus der Grundgesamtheit ist der Kopfabstand aus Gruppe 1 um  $6,7 \text{ mm}$  geringer. Die Rückenlehnenrotation ist mit  $15,5^\circ$  leicht höher im Vergleich zur Grundgesamtheit, jedoch streut dieser Wert mit einem F-Wert von  $1,51$  stark. Die Schaumdicke auf der Kopfstütze ist mit  $25 \text{ mm}$  gering ausgeprägt, während die Schaumdicken im Bereich der Lehne nur gering von der Grundgesamtheit abweichen. Der Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger ist mit  $77,5 \text{ mm}$  relativ hoch. Die Lehne ist geometrisch im oberen Bereich der Lehne relativ breit mit  $367 \text{ mm}$  und im mittleren Bereich mit  $397 \text{ mm}$  ausgeprägt. Die Lehnen dieser Gruppe sind die höchsten im Vergleich mit einem Wert von  $534 \text{ mm}$ . Jedoch ist der F-Wert mit  $1,56$  ebenfalls hoch.

Tabelle 15 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 1

Passive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert	F-Test	t-Wert
Euro NCAP (Pkt)	1,6	0,37	0,45
BS (mm)	16,6	0,35	-0,57
H (mm)	-5,6	1,32	-0,15
SBD (°)	15,5	1,51	0,07
LB <sub>Oben</sub> (mm)	366,7	0,27	0,26
LB <sub>Mitte</sub> (mm)	397,2	0,26	0,31
LB <sub>Unten</sub> (mm)	392,2	1,08	-0,15
LH <sub>LDP</sub> zuL <sub>QT</sub> (mm)	534,4	1,56	0,82
Ø <sub>KST</sub> (mm)	13,7	0,12	-0,07
SD <sub>KST</sub> (mm)	25,1	0,09	-0,32
SD <sub>Oben</sub> (mm)	56,1	0,68	0,07
SD <sub>Mitte</sub> (mm)	47,2	0,58	0,05
SD <sub>Unten</sub> (mm)	47,8	0,99	0,00
Abstand x <sub>KST</sub> zuL <sub>QT</sub> (mm)	77,5	0,62	0,38

### Cluster 3

Die Gruppe 3 umfasst 15 Fahrzeuge. Die Sitze in dieser Gruppe schneiden ebenfalls mit einer Euro NCAP Bewertung von durchschnittlich 1,62 Pkt gut ab.

Die aktiven Segmentierungseigenschaften sind in Tabelle 16 dargestellt. Besonders sticht der niedrige T1x Beschleunigungswert hervor mit 11,2 m/s<sup>2</sup>. Das NIC Bewertungskriterium steigt relativ zu der Grundgesamtheit deutlich mit einer höheren Aufprallgeschwindigkeit an. Parallel ist ein Anstieg der Kopfkontaktzeit relativ zu der Grundgesamtheit zu erkennen. Die Nackenscherkraft des oberen Nackens ist durchschnittlich ausgeprägt, während die obere Nackenzugkraft unter den Werten der Grundgesamtheit liegt. Im unteren Nackenbereich ist das Verhältnis von zwischen der Zug- und Scherkraft gleich verteilt. Die Flexionsmomente sind in dieser Gruppe höher als die Extensionsmomente relativ zur Grundgesamtheit. Dadurch ist jedoch N<sub>km</sub> relativ gering für den MSP, wobei das N<sub>km</sub> für den LSP und HSP mit 0,3 und 0,45 hoch ausfällt.

Tabelle 16 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 3

Aktive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert (LSP/MSP/HSP)			F-Test (LSP/MSP/HSP)			t-Wert (LSP/MSP/HSP)		
T1x (g)	10,40	11,19	15,09	0,46	0,34	0,84	-0,66	-0,67	-0,26
HCT (ms)	58,81	54,78	53,50	0,38	0,29	0,18	-0,36	-0,38	-0,23
NIC (m <sup>2</sup> /s <sup>2</sup> )	8,54	14,36	14,44	0,79	0,43	0,44	0,01	0,21	0,42
N <sub>km</sub>	0,30	0,23	0,45	1,33	0,84	1,24	0,54	-0,47	0,55
V <sub>reb</sub> (m/s)	3,63	4,06	4,69	1,03	0,52	0,69	-0,16	-0,17	-0,35
F <sub>x_up</sub> (N)	14,47	17,14	14,08	0,35	0,32	0,07	0,00	-0,12	-0,29
F <sub>z_up</sub> (N)	113,81	341,84	226,78	0,82	0,93	0,39	-0,65	-0,26	-0,63
M <sub>y_up Flex</sub> (Nm)	6,26	8,87	6,91	0,37	0,33	0,08	-0,08	-0,47	-0,30
M <sub>y_up Ext</sub> (Nm)	-9,14	-5,89	-15,75	0,25	0,20	0,11	-1,88	-1,62	-1,90
F <sub>x_low</sub> (N)	94,84	205,30	168,89	0,78	0,90	0,68	-0,22	0,02	-0,06
F <sub>z_low</sub> (N)	56,23	133,86	111,86	0,53	1,09	0,34	-0,20	-0,02	-0,32
M <sub>y_low Flex</sub> (Nm)	1,83	3,37	2,82	0,16	0,68	0,19	-0,11	0,13	0,00
M <sub>y_low Ext</sub> (Nm)	-1,61	-2,39	-1,83	0,74	0,71	0,34	-1,02	-0,97	-0,82

Die passiven Segmentierungseigenschaften sind in Tabelle 17 dargestellt. Der Kopfabstand liegt mit 23 mm im Durchschnitt der Grundgesamtheit. Die Kopfstützenschaumdicke ist relativ

gering ausgeprägt. Die Schaumdicke Oben ist deutlich über der Grundgesamtheit, während die Schaumdicke nach unten hin relativ zur Grundgesamtheit abnimmt. Die Lehnenbreite im oberen und im unteren Bereich der Lehne ist schmal im Vergleich zur Grundgesamtheit. Die Lehnenhöhe ist ebenfalls sehr gering mit nur 452 mm.

Tabelle 17 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 3

<b>Passive Segmentierungseigenschaften</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>F-Test</b>	<b>t-Wert</b>
<b>Euro NCAP (Pkt)</b>	1,62	0,32	0,31
<b>BS (mm)</b>	23,29	1,14	0,00
<b>H (mm)</b>	-9,65	0,72	-0,38
<b>SBD (°)</b>	11,74	1,24	-0,76
<b>LB<sub>Oben</sub> (mm)</b>	360,00	1,73	-0,05
<b>LB<sub>Mitte</sub> (mm)</b>	385,00	0,16	-0,39
<b>LB<sub>Unten</sub> (mm)</b>	385,00	0,10	-0,48
<b>LH<sub>LDPzuLQT</sub> (mm)</b>	452,50	0,78	-1,45
<b>Ø<sub>KST</sub> (mm)</b>	14,00	0,00	0,09
<b>SD<sub>KST</sub> (mm)</b>	27,50	0,09	-0,11
<b>SD<sub>Oben</sub> (mm)</b>	60,00	0,30	0,37
<b>SD<sub>Mitte</sub> (mm)</b>	42,50	0,19	-0,54
<b>SD<sub>Unten</sub> (mm)</b>	42,50	0,22	-0,70
<b>Abstand <math>x_{KSTzuLQT}</math> (mm)</b>	-	-	-

#### Cluster 4

Die in Gruppe 4 enthaltenen 15 Sitze schneiden mit 1,61 Pkt geringfügig schlechter als die Sitze der Gruppe 3 relativ zur Grundgesamtheit ab. Jedoch ist die Streuung der Gesamtbewertung nach Euro NCAP innerhalb dieser Gruppe relativ hoch mit einem F-Wert von 1,77. Die T1x Beschleunigung ist relativ hoch im LSP mit  $12 \text{ m/s}^2$  ausgeprägt, während die T1x Beschleunigung für den MSP und HSP geringer im Vergleich zur Grundgesamtheit ausfällt. Die Kopfkontaktzeit ist für den LSP durchschnittlich ausgeprägt mit einem t-Wert von -0,01. Für den MSP fällt die Kopfkontaktzeit deutlich geringer aus mit einer Kopfkontaktzeit für den MSP von 55 ms. Die erzielten NIC Bewertungen sind, neben der NIC Bewertung der Gruppe 1 und 2, sehr gering mit  $11,5 \text{ m}^2/\text{s}^2$  für den MSP. Verglichen mit der Grundgesamtheit sind die Zug- und Scherkräfte des oberen Nackens relativ gering ausgeprägt. Die obere Nackenscherkraft ist jedoch relativ zur oberen Nackenzugkraft höher ausgeprägt, während im unteren Nackensegment die Nackenzugkraft tendenziell höher ausgeprägt ist als die Nackenscherkraft. Das obere Nackenflexionsmoment ist deutlich geringer als das obere Nackenextensionsmoment, während das untere Nackenflexionsmoment relativ zur Grundgesamtheit höher ausgeprägt ist als das untere Nackenextensionsmoment. Der  $N_{km}$  Wert ist für den MSP gering und für den LSP und HSP stark ausgeprägt.

Tabelle 18 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 4

Aktive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert (LSP/MSP/HSP)			F-Test (LSP/MSP/HSP)			t-Wert (LSP/MSP/HSP)		
	LSP	MSP	HSP	LSP	MSP	HSP	LSP	MSP	HSP
<b>T1x (g)</b>	12,01	12,37	14,62	0,76	0,59	0,75	0,42	-0,03	-0,46
<b>HCT (ms)</b>	61,66	54,99	53,20	0,37	0,20	0,13	-0,01	-0,35	-0,27
<b>NIC (m<sup>2</sup>/s<sup>2</sup>)</b>	6,56	11,46	10,20	0,17	0,30	0,21	-0,81	-0,67	-0,91
<b>N<sub>km</sub></b>	0,26	0,24	0,50	0,66	0,38	0,97	0,10	-0,26	0,92
<b>V<sub>reb</sub> (m/s)</b>	3,60	3,99	4,84	0,48	0,67	0,84	-0,21	-0,33	-0,08
<b>F<sub>x_up</sub> (N)</b>	8,45	5,52	11,92	0,23	0,07	0,15	-0,31	-0,46	-0,35
<b>F<sub>z_up</sub> (N)</b>	124,75	279,30	268,31	0,37	0,31	0,40	-0,54	-0,73	-0,34
<b>M<sub>y_up Flex</sub> (Nm)</b>	3,02	4,09	2,94	0,61	0,36	0,19	-0,99	-1,22	-0,95
<b>M<sub>y_up Ext</sub> (Nm)</b>	1,76	1,23	5,07	0,37	0,37	1,20	-0,38	-0,37	-0,18
<b>F<sub>x_low</sub> (N)</b>	42,55	83,88	66,61	0,55	0,73	0,63	-1,08	-1,28	-1,08
<b>F<sub>z_low</sub> (N)</b>	22,17	52,96	62,19	0,38	0,55	0,83	-1,02	-1,08	-0,92
<b>M<sub>y_low Flex</sub> (Nm)</b>	1,86	1,68	1,71	0,61	0,35	0,43	-0,10	-0,44	-0,28
<b>M<sub>y_low Ext</sub> (Nm)</b>	0,15	0,47	-0,01	0,06	0,22	0,28	-0,39	-0,35	-0,45

In Tabelle 19 sind die passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 4 dargestellt. Der Kopfabstand ist durchschnittlich ausgeprägt mit einem Maß von 22,8 mm. Die Schaumdicke auf der Kopfstütze ist mit nur 23,6 mm relativ gering. Im oberen Bereich der Lehne ist die Schaumdicke mit 66 mm relativ hoch und im unteren Bereich der Lehnen gering, mit einer Schaumdicke von 50 mm. Somit ist ein nach unten abnehmender Trend der Schaumdicke hervorzuheben. Lehnenbreite und Lehnenhöhe sind relativ breit und hoch. Der Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger ist mit 65 mm leicht geringer im Vergleich zur Grundgesamtheit. Jedoch streut dieser Wert auch mit einem F-Wert von 1,32.

Tabelle 19 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 4

Passive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert	F-Test	t-Wert
<b>Euro NCAP (Pkt)</b>	1,61	1,77	0,27
<b>BS (mm)</b>	22,78	0,45	-0,04
<b>H (mm)</b>	-2,06	0,42	0,04
<b>SBD (°)</b>	14,85	2,07	-0,07
<b>LB<sub>Oben</sub> (mm)</b>	363,33	3,35	0,10
<b>LB<sub>Mitte</sub> (mm)</b>	396,67	0,60	0,27
<b>LB<sub>Unten</sub> (mm)</b>	396,67	0,47	0,05
<b>LH<sub>LDPzuLQT</sub> (mm)</b>	514,17	0,30	0,26
<b>Ø<sub>KST</sub> (mm)</b>	13,12	0,24	-0,34
<b>SD<sub>KST</sub> (mm)</b>	23,60	0,18	-0,44
<b>SD<sub>Oben</sub> (mm)</b>	66,67	0,83	0,89
<b>SD<sub>Mitte</sub> (mm)</b>	49,17	0,52	0,29
<b>SD<sub>Unten</sub> (mm)</b>	50,00	1,74	0,29
<b>Abstand x<sub>KSTzuLQT</sub> (mm)</b>	65,00	1,32	-0,12

### Cluster 6

Gruppe 6 umfasst 16 Fahrzeuge. Diese Gruppe ist mit 1,61 Pkt Gruppe 4 vergleichbar, jedoch ist der F-Wert mit 0,17 geringer.

In Tabelle 20 sind die aktiven Segmentierungseigenschaften dargestellt. In dieser Gruppe ist eine relativ niedrige T1x Beschleunigung für den LSP und HSP zu erkennen. Die T1x Beschleunigung für den MSP ist noch niedriger mit 11,5 m/s<sup>2</sup> relativ zur Grundgesamtheit. Die NIC Bewertungen sind in dieser Gruppe hoch mit 14,8 m<sup>2</sup>/s<sup>2</sup> für den MSP. Die Kopfkontaktzeit

ist jedoch sehr gering mit 52 ms für den MSP. Der  $N_{km}$  ist für den LSP gering, während das  $N_{km}$  mit zunehmender Aufprallgeschwindigkeit für den MSP und HSP relativ zur Grundgesamtheit hoch ist. Das Nackenextensionsmoment ist deutlicher ausgeprägt als das Nackenflexionsmoment des unteren Nackens. Die obere Nackenscherkraft und Nackenzugkraft für den LSP und HSP sind geringer als in der Grundgesamtheit ausgeprägt. Für den MSP sind die Nackenscher- und Nackenzugkraft für den oberen und unteren Nackenbereich höher ausgeprägt. Relativ zur Grundgesamtheit ist die Nackenscherkraft höher als die Nackenzugkraft dieser Gruppe.

Tabelle 20 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 6

Aktive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert (LSP/MSP/HSP)			F-Test (LSP/MSP/HSP)			t-Wert (LSP/MSP/HSP)		
<b>T1x (g)</b>	11,01	11,52	15,43	0,67	0,26	0,45	-0,25	-0,49	-0,11
<b>HCT (ms)</b>	56,31	52,38	49,56	0,44	0,15	0,22	-0,68	-0,68	-0,72
<b>NIC (m<sup>2</sup>/s<sup>2</sup>)</b>	7,82	14,80	13,34	0,38	0,49	0,43	-0,29	0,34	0,07
<b>N<sub>km</sub></b>	0,31	0,22	0,44	0,35	0,22	0,47	0,65	-0,69	0,39
<b>V<sub>reb</sub> (m/s)</b>	3,65	4,08	4,90	0,44	0,93	1,60	-0,10	-0,13	0,02
<b>F<sub>x,up</sub> (N)</b>	9,15	6,92	8,91	0,33	0,08	0,15	-0,27	-0,42	-0,43
<b>F<sub>z,up</sub> (N)</b>	142,12	383,72	264,65	0,22	0,36	0,13	-0,36	0,06	-0,37
<b>M<sub>y,up Flex</sub> (Nm)</b>	4,87	8,66	5,94	0,09	0,26	0,11	-0,47	-0,51	-0,46
<b>M<sub>y,up Ext</sub> (Nm)</b>	10,60	5,98	15,84	0,07	0,24	0,05	0,83	0,46	0,70
<b>F<sub>x,low</sub> (N)</b>	100,49	219,70	169,50	0,25	0,27	0,12	-0,13	0,18	-0,05
<b>F<sub>z,low</sub> (N)</b>	66,82	162,81	144,98	0,71	0,61	0,59	0,06	0,36	0,08
<b>M<sub>y,low Flex</sub> (Nm)</b>	1,15	2,44	2,04	0,10	0,25	0,15	-0,38	-0,18	-0,20
<b>M<sub>y,low Ext</sub> (Nm)</b>	1,87	4,37	3,92	0,28	0,21	0,13	0,23	0,50	0,35

In Tabelle 21 sind die passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 6 aufgelistet. Der Kopfabstand ist mit durchschnittlich 14,7 mm sehr gering. Die Kopfstützenschaumdicke ist mit 23 mm ebenfalls gering ausgeprägt. Die obere Schaumdicke der Lehne fällt relativ gering aus, während die Schaumdicke Mitte und Schaumdicke Unten einen erhöhten Wert aufweisen. Die obere Lehnenbreite fällt durchschnittlich aus und nimmt nach unten hin zu. Der Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger ist relativ zur Grundgesamtheit mit 77 mm hoch.

Tabelle 21 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 6

Passive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert	F-Test	t-Wert
<b>Euro NCAP (Pkt)</b>	1,61	0,17	0,27
<b>BS (mm)</b>	14,68	0,57	-0,74
<b>H (mm)</b>	-15,37	0,59	-0,70
<b>SBD (°)</b>	14,40	0,24	-0,17
<b>LB<sub>Oben</sub> (mm)</b>	359,44	0,98	-0,08
<b>LB<sub>Mitte</sub> (mm)</b>	399,44	1,50	0,43
<b>LB<sub>Unten</sub> (mm)</b>	402,78	0,87	0,33
<b>LH<sub>LDPzuLQT</sub> (mm)</b>	503,33	1,12	-0,04
<b>Ø<sub>KST</sub> (mm)</b>	13,67	0,12	-0,07
<b>SD<sub>KST</sub> (mm)</b>	22,86	0,05	-0,51
<b>SD<sub>Oben</sub> (mm)</b>	48,33	1,10	-0,54
<b>SD<sub>Mitte</sub> (mm)</b>	48,33	1,14	0,18
<b>SD<sub>Unten</sub> (mm)</b>	49,44	0,48	0,22
<b>Abstand <sub>x</sub><sub>KSTzuLQT</sub> (mm)</b>	76,88	0,55	0,35

## Cluster 7

In Tabelle 22 sind die aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 7 dargestellt. Insgesamt umfasst diese Gruppe 9 Sitze mit einer durchschnittlichen Gesamtpunktzahl von nur 1,52 Pkt. Der t-Wert von -0,18 fällt im Vergleich zu der durchschnittlichen Bewertung aller Sitze schlechter aus.

Die T1x Beschleunigungen der Sitze in dieser Gruppe sind am höchsten relativ zur Grundgesamtheit mit 13 g für den LSP, 15 g für den MSP und 17 g für den HSP. Die Kopfkontaktzeit liegt im Durchschnitt mit 57 ms für den MSP gleich auf zur Grundgesamtheit. Die NIC Bewertung fällt jedoch deutlich höher aus mit  $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ . Die Scherkraft im oberen Nacken ist relativ zur Grundgesamtheit gering ausgeprägt, während die obere Nackenzugkraft relativ hoch abschneidet. Im unteren Nackenbereich ist die relative Verteilung umgekehrt und die untere Nackenzugkraft schneidet geringer zur Grundgesamtheit ab, als die untere Nackenscherkraft. Die Flexionsmomente des oberen und unteren Nackens sind dominierend und größer im Vergleich zur Grundgesamtheit. Die  $N_{\text{km}}$  Bewertung ist jedoch nur für den MSP mit einem Wert von 0,29 höher verglichen zur Grundgesamtheit, während der  $N_{\text{km}}$  für den LSP und HSP geringer ausgeprägt ist im Vergleich zur Grundgesamtheit.

Tabelle 22 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 7

Aktive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert (LSP/MSP/HSP)			F-Test (LSP/MSP/HSP)			t-Wert (LSP/MSP/HSP)		
	LSP	MSP	HSP	LSP	MSP	HSP	LSP	MSP	HSP
<b>T1x (g)</b>	13,15	14,72	16,80	0,38	0,56	1,00	1,18	1,25	0,48
<b>HCT (ms)</b>	62,75	57,43	55,13	0,26	0,14	0,36	0,13	-0,04	-0,03
<b>NIC (<math>\text{m}^2/\text{s}^2</math>)</b>	9,13	14,91	14,20	0,79	0,34	0,36	0,26	0,37	0,34
<b><math>N_{\text{km}}</math></b>	0,21	0,29	0,26	0,14	0,15	0,63	-0,60	0,53	-1,24
<b>Vreb (m/s)</b>	4,01	4,63	5,37	0,20	0,11	0,34	0,78	1,07	0,83
<b><math>F_{x\_up}</math> (N)</b>	9,40	21,73	19,58	0,15	0,32	0,12	-0,26	0,01	-0,15
<b><math>F_{z\_up}</math> (N)</b>	249,33	498,59	414,60	0,17	0,14	0,43	0,72	0,93	0,67
<b><math>M_{y\_up}</math> Flex (Nm)</b>	10,53	23,94	13,43	0,54	0,26	0,42	1,12	1,87	0,76
<b><math>M_{y\_up}</math> Ext (Nm)</b>	0,06	0,98	1,47	0,26	0,67	0,47	-0,61	-0,41	-0,48
<b><math>F_{x\_low}</math> (N)</b>	177,60	304,89	264,26	0,17	0,17	0,33	1,13	1,09	0,89
<b><math>F_{z\_low}</math> (N)</b>	102,57	183,31	168,93	0,63	0,30	0,55	0,93	0,63	0,37
<b><math>M_{y\_low}</math> Flex (Nm)</b>	13,15	4,10	3,48	0,71	1,29	0,50	0,10	0,37	0,16
<b><math>M_{y\_low}</math> Ext (Nm)</b>	62,75	2,79	2,52	1,32	1,65	1,14	0,10	0,16	0,07

In Tabelle 23 sind die passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 7 aufgelistet. Der Kopfabstand ist durchschnittlich ausgeprägt mit 22 mm. Kopfstützenschaumdicke und Schaumdicke im oberen Bereich der Lehne sind mit 27 mm und 52 mm unterdurchschnittlich ausgeprägt. Die Schaumdicke in der Mitte und Unten sind hingegen überdurchschnittlich ausgeprägt mit 52 mm und 55 mm. Die obere Lehnenbreite ist gering mit 357 mm. Ebenfalls gering ausgeprägt ist der Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger mit nur 27,5 mm.

Tabelle 23 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 7

Passive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert	F-Test	t-Wert
<b>Euro NCAP (Pkt)</b>	1,52	0,16	-0,18
<b>BS (mm)</b>	22,22	0,41	-0,09
<b>H (mm)</b>	-3,00	0,49	-0,01
<b>SBD (°)</b>	15,32	0,10	0,03
<b>LB<sub>Oben</sub> (mm)</b>	356,67	0,02	-0,21
<b>LB<sub>Mitte</sub> (mm)</b>	380,00	1,29	-0,67
<b>LB<sub>Unten</sub> (mm)</b>	378,33	1,05	-0,78
<b>LH<sub>LDPzuLQT</sub> (mm)</b>	460,00	1,00	-1,24
<b>Ø<sub>KST</sub> (mm)</b>	14,00	0,00	0,09
<b>SD<sub>KST</sub> (mm)</b>	27,50	0,09	-0,11
<b>SD<sub>Oben</sub> (mm)</b>	51,67	0,20	-0,28
<b>SD<sub>Mitte</sub> (mm)</b>	51,67	0,89	0,60
<b>SD<sub>Unten</sub> (mm)</b>	55,00	0,44	0,95
<b>Abstand <sub>XKSTzuLQT</sub> (mm)</b>	27,50	0,50	-1,63

### Cluster 8

Cluster 8 besteht aus 22 unterschiedlichen Sitzen welche mit einer durchschnittlichen Gesamtpunktzahl von 1,62 Pkt am besten abschneiden, bei einem relativ hohen Kopfabstand von 28,9 mm.

Die aktiven Segmentierungseigenschaften sind in Tabelle 24 dargestellt. Die Kopfkontaktzeit ist mit 61 ms für den MSP höher ausgeprägt. Das NIC Kriterium ist für den LSP höher im Vergleich zur Grundgesamtheit, während das NIC Kriterium für den MSP mit  $12,7 \text{ m}^2/\text{s}^2$  und HSP Puls geringer ausfällt. Die T1x Beschleunigung ist ähnlich zur NIC Bewertung über die Pulse verteilt. Im Vergleich zur Grundgesamtheit ist die obere Nackenzugkraft geringer ausgeprägt als die obere Nackenscherkraft. Im unteren Nackenbereich ist die relative Ausprägung vergleichbar zum oberen Nackenbereich. Die  $N_{\text{km}}$  Werte sind relativ hoch mit 0,22 für den LSP, 0,21 für den MSP und mit 0,42 für den HSP. Diese setzen sich aus hohen Extensionsmomenten des oberen und unteren Nackens zusammen, während die Flexionsmomente relativ gering ausgeprägt sind.

Tabelle 24 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 8

Aktive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert (LSP/MSP/HSP)			F-Test (LSP/MSP/HSP)			t-Wert (LSP/MSP/HSP)		
<b>T1x (g)</b>	11,59	12,21	14,98	0,46	0,23	1,04	0,14	-0,12	-0,30
<b>HCT (ms)</b>	67,09	61,73	60,32	0,38	0,41	0,45	0,67	0,49	0,61
<b>NIC (m<sup>2</sup>/s<sup>2</sup>)</b>	8,84	12,72	12,23	0,31	0,25	0,34	0,13	-0,29	-0,28
<b>N<sub>km</sub></b>	0,22	0,21	0,42	0,50	0,27	1,03	-0,50	-0,80	0,28
<b>V<sub>reb</sub> (m/s)</b>	3,72	4,16	4,68	0,21	0,18	0,34	0,07	0,04	-0,37
<b>F<sub>x_up</sub> (N)</b>	14,48	9,03	18,96	0,25	0,10	0,14	0,00	-0,36	-0,17
<b>F<sub>z_up</sub> (N)</b>	117,4	283,47	158,75	0,37	0,52	0,27	-0,61	-0,70	-1,10
<b>M<sub>y_up Flex</sub> (Nm)</b>	5,37	10,79	6,91	0,22	0,50	0,19	-0,33	-0,18	-0,30
<b>M<sub>y_up Ext</sub> (Nm)</b>	6,39	4,75	15,11	0,20	0,26	0,17	0,25	0,25	0,65
<b>F<sub>x_low</sub> (N)</b>	98,43	195,13	115,47	0,32	0,25	0,20	-0,16	-0,09	-0,59
<b>F<sub>z_low</sub> (N)</b>	51,71	103,99	82,85	0,52	0,53	0,43	-0,31	-0,41	-0,67
<b>M<sub>y_low Flex</sub> (Nm)</b>	2,01	2,53	2,19	0,34	0,50	0,17	-0,04	-0,15	-0,16
<b>M<sub>y_low Ext</sub> (Nm)</b>	2,33	4,03	2,85	0,40	0,39	0,18	0,39	0,42	0,13

Die passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 8 sind in Tabelle 25 dargestellt. Auffallend ist die nach oben hin zunehmende Schaumdicke, wie in Gruppe 3. Dadurch ist die Kopfstützenschaumdicke mit 31,7 mm und die Schaumdicke im oberen Bereich der Lehne mit 56 mm relativ tief. Im unteren Bereich der Lehne sinkt die Schaumdicke auf einen t-Wert von -0,37 und einen durchschnittlichen Wert von 45 mm. Der Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger ist mit 73 mm länger als der Abstand in der Grundgesamtheit. Die Lehnenbreiten der Sitze in dieser Gruppe sind durchschnittlich breit verteilt im Vergleich zur Grundgesamtheit. Ebenfalls entspricht die Rotation der Lehne mit 15,3° dem Wert der Grundgesamtheit. Die Lehnenhöhe ist jedoch mit 513 mm unterdurchschnittlich lang.

Tabelle 25 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 8

Passive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert	F-Test	t-Wert
<b>Euro NCAP (Pkt)</b>	1,62	0,37	0,30
<b>BS (mm)</b>	28,85	0,55	0,48
<b>H (mm)</b>	-5,72	0,38	-0,16
<b>SBD (°)</b>	15,26	0,07	0,02
<b>LB<sub>Oben</sub> (mm)</b>	362,54	0,58	0,07
<b>LB<sub>Mitte</sub> (mm)</b>	393,46	1,23	0,09
<b>LB<sub>Unten</sub> (mm)</b>	400,00	0,53	0,20
<b>LH<sub>LDP</sub>zuLQT (mm)</b>	513,08	0,80	0,23
<b>Ø<sub>KST</sub> (mm)</b>	13,74	0,10	-0,04
<b>SD<sub>KST</sub> (mm)</b>	31,69	0,49	0,24
<b>SD<sub>Oben</sub> (mm)</b>	56,43	0,71	0,09
<b>SD<sub>Mitte</sub> (mm)</b>	44,29	0,87	-0,32
<b>SD<sub>Unten</sub> (mm)</b>	45,00	0,80	-0,37
<b>Abstand x<sub>KST</sub>zuLQT (mm)</b>	73,46	0,63	0,22

## Cluster 10

In Tabelle 26 sind die aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 10 aufgelistet. Diese Gruppe umfasst 16 Sitze. Generell schneidet diese Gruppe mit 1,65 Pkt gut ab. Die T1x Beschleunigung ist im Durchschnitt höher als die der Grundgesamtheit, jedoch sind diese auch mit einer hohen Streuung behaftet. Die NIC Werte liegen leicht über dem Durchschnitt mit ansteigender Aufprallgeschwindigkeit. Die Kopfkontaktzeit hingegen wird relativ zur Grundgesamtheit mit ansteigender Aufprallgeschwindigkeit länger. Die obere Nackenschwerkraft

ist geringer ausgeprägt als die Nackenzugkraft im oberen Nackenbereich. Die obere Nackenzugkraft ist leicht überdurchschnittlich hoch mit 410 N für den MSP. Das obere Nackenextensiomoment ist gering unterdurchschnittlich ausgeprägt, jedoch höher als das obere Nackenflexionsmoment.

Tabelle 26 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 10

Aktive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert (LSP/MSP/HSP)			F-Test (LSP/MSP/HSP)			t-Wert (LSP/MSP/HSP)		
	<b>TIx (g)</b>	12,78	15,17	18,58	1,41	0,84	1,52	0,93	1,49
<b>HCT (ms)</b>	60,67	58,25	55,51	0,65	0,76	1,05	-0,13	0,06	0,02
<b>NIC (m<sup>2</sup>/s<sup>2</sup>)</b>	8,89	13,92	12,99	0,43	0,84	0,68	0,16	0,07	-0,04
<b>N<sub>km</sub></b>	0,22	0,29	0,36	0,34	0,55	0,77	-0,54	0,47	-0,35
<b>V<sub>reb</sub> (m/s)</b>	3,40	4,02	4,53	0,96	0,68	0,93	-0,72	-0,26	-0,62
<b>F<sub>x up</sub> (N)</b>	6,20	5,31	7,79	0,10	0,03	0,05	-0,42	-0,46	-0,45
<b>F<sub>z up</sub> (N)</b>	183,55	410,55	292,80	0,37	0,25	0,18	0,06	0,26	-0,17
<b>M<sub>y up Flex</sub> (Nm)</b>	4,26	10,29	4,98	0,55	0,97	0,19	-0,64	-0,25	-0,62
<b>M<sub>y up Ext</sub> (Nm)</b>	2,84	2,24	5,53	0,18	0,38	0,52	-0,23	-0,19	-0,15
<b>F<sub>x low</sub> (N)</b>	94,73	171,65	116,58	0,79	0,97	0,40	-0,22	-0,34	-0,58
<b>F<sub>z low</sub> (N)</b>	56,41	121,71	113,27	0,77	1,14	0,61	-0,19	-0,17	-0,31
<b>M<sub>y low Flex</sub> (Nm)</b>	2,74	2,86	3,01	1,06	0,61	0,46	0,25	-0,04	0,04
<b>M<sub>y low Ext</sub> (Nm)</b>	1,32	1,61	1,61	0,49	0,50	0,36	0,03	-0,10	-0,12

In Tabelle 27 sind die passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 10 aufgelistet. Der Kopfabstand und die Kopfstützenschaumdicke sind mit 22 mm und 27,5 mm leicht unterdurchschnittlich ausgeprägt. Die Schaumdicke der Lehne hingegen ist im oberen Bereich überdurchschnittlich ausgeprägt und nimmt zum unteren Bereich der Lehne relativ zur Grundgesamtheit hin ab. Der Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger ist mit 78 mm überdurchschnittlich ausgeprägt. Die Rückenlehnenrotation ist mit nur 12° sehr niedrig. Die Lehnenbreite ist generell schmaler und kürzer als die Lehnen der Grundgesamtheit.

Tabelle 27 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 10

Passive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert	F-Test	t-Wert
<b>Euro NCAP (Pkt)</b>	1,65	0,26	0,48
<b>BS (mm)</b>	22,43	0,56	-0,07
<b>H (mm)</b>	-6,81	0,48	-0,22
<b>SBD (°)</b>	12,04	1,49	-0,70
<b>LB<sub>Oben</sub> (mm)</b>	355,00	0,80	-0,28
<b>LB<sub>Mitte</sub> (mm)</b>	385,00	1,18	-0,39
<b>LB<sub>Unten</sub> (mm)</b>	390,00	0,83	-0,25
<b>LH<sub>LDPzuLQT</sub> (mm)</b>	500,00	0,15	-0,13
<b>Ø<sub>KST</sub> (mm)</b>	13,00	0,96	-0,40
<b>SD<sub>KST</sub> (mm)</b>	27,50	0,06	-0,11
<b>SD<sub>Oben</sub> (mm)</b>	57,50	0,25	0,18
<b>SD<sub>Mitte</sub> (mm)</b>	41,25	1,11	-0,69
<b>SD<sub>Unten</sub> (mm)</b>	43,75	0,98	-0,53
<b>Abstand x<sub>KSTzuLQT</sub> (mm)</b>	78,33	0,66	0,41

## Cluster 11

In Tabelle 28 sind die aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 11 aufgelistet. Diese Gruppe umfasst 13 Sitze. Mit 1,55 Pkt schneidet die Gruppe mit einem t-Wert von -0,05 leicht unterdurchschnittlich ab.

Die T1x Beschleunigung liegt für den MSP leicht überdurchschnittlich bei 12,5 g, während die T1x Beschleunigung für den LSP und HSP unterdurchschnittlich gering sind. Die Kopfkontaktzeit ist mit 59 ms für den MSP überdurchschnittlich lang. Das NIC Kriterium steigt relativ zur Grundgesamtheit mit zunehmender Aufprallgeschwindigkeit stärker an. Die obere Nackenscherkraft ist unterdurchschnittlich niedrig. Die Nackenzugkraft ist relativ zur Grundgesamtheit mit 464 N für den MSP überdurchschnittlich hoch. Das obere Nackenextensionsmoment ist auf einem relativ hohen Niveau und ebenfalls relativ zum oberen Flexionsmoment höher ausgeprägt. Das obere Flexionsmoment weisen jedoch mit einem t-Wert von 0,08 bis 0,31 für den LSP und HSP auch durchschnittlich bis überdurchschnittliche Werte auf. Der  $N_{km}$  ist jedoch unterdurchschnittlich ausgeprägt mit jeweils 0,22, 0,2 und 0,39 für den LSP, MSP und HSP.

Tabelle 28 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 11

Aktive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert (LSP/MSP/HSP)			F-Test (LSP/MSP/HSP)			t-Wert (LSP/MSP/HSP)		
<b>T1x (g)</b>	11,19	12,51	15,32	0,43	0,75	0,66	-0,13	0,05	-0,16
<b>HCT (ms)</b>	63,85	58,85	58,46	0,69	0,41	0,62	0,27	0,13	0,38
<b>NIC (m<sup>2</sup>/s<sup>2</sup>)</b>	8,36	13,81	13,69	0,32	0,38	0,28	-0,07	0,04	0,18
<b>N<sub>km</sub></b>	0,22	0,20	0,39	0,81	0,18	0,34	-0,46	-0,87	-0,03
<b>V<sub>reb</sub> (m/s)</b>	4,01	4,49	5,10	0,52	0,25	0,63	0,78	0,77	0,36
<b>F<sub>x up</sub> (N)</b>	5,32	7,21	11,16	0,09	0,07	0,09	-0,47	-0,41	-0,37
<b>F<sub>z up</sub> (N)</b>	242,12	463,70	397,72	0,21	0,39	0,21	0,65	0,67	0,55
<b>M<sub>y up Flex</sub> (Nm)</b>	6,85	13,95	9,64	0,56	0,17	0,63	0,08	0,31	0,14
<b>M<sub>y up Ext</sub> (Nm)</b>	7,36	4,28	14,30	0,20	0,15	0,05	0,39	0,16	0,58
<b>F<sub>x low</sub> (N)</b>	141,57	247,58	202,04	0,81	0,98	0,71	0,54	0,47	0,27
<b>F<sub>z low</sub> (N)</b>	89,55	186,59	205,54	0,95	1,17	0,95	0,61	0,68	0,81
<b>M<sub>y low Flex</sub> (Nm)</b>	1,48	2,88	2,14	0,40	1,23	0,23	-0,25	-0,03	-0,17
<b>M<sub>y low Ext</sub> (Nm)</b>	2,70	5,12	5,22	0,29	0,29	0,31	0,53	0,66	0,62

In Tabelle 29 sind die passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 11 aufgelistet. Die Kopfstützenschaumdicke ist gering ausgeprägt mit 25,8 mm im Durchschnitt. Der Kopfabstand ist ebenfalls gering mit nur 21,5 mm. Die Rückenlehnenrotation ist mit 17° überdurchschnittlich. Die Lehnenbreite ist generell relativ schmal ausgeprägt mit einer Breite im oberen Bereich von 359 mm. Der Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger hebt sich mit 85 mm stark hervor.

Tabelle 29 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 11

Passive Segmentierungseigenschaften	Mittelwert	F-Test	t-Wert
<b>Euro NCAP (Pkt)</b>	1,55	0,27	-0,05
<b>BS (mm)</b>	21,55	0,83	-0,15
<b>H (mm)</b>	-7,06	0,98	-0,23
<b>SBD (°)</b>	17,35	0,42	0,48
<b>LBOben (mm)</b>	358,75	0,38	-0,11
<b>LBMitte (mm)</b>	380,00	1,18	-0,67
<b>LBUnten (mm)</b>	398,13	3,37	0,12
<b>LHLDPzuLQT (mm)</b>	515,00	0,79	0,28
<b>ØKST (mm)</b>	12,86	0,17	-0,47
<b>SDKST (mm)</b>	25,83	0,24	-0,26
<b>SDOben (mm)</b>	55,00	1,91	-0,02
<b>SDMitte (mm)</b>	50,63	0,59	0,47
<b>SDUnten (mm)</b>	47,50	1,49	-0,04
<b>Abstand xKSTzuLQT (mm)</b>	85,00	0,81	0,68

### Cluster 13

In Tabelle 30 sind die aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 13 aufgelistet. Diese Gruppe umfasst 9 Sitze. Die Sitze schneiden mit 1,29 Pkt vergleichsweise gering ab, jedoch streuen die Ergebnisse für diese Bewertung ebenfalls stark mit einem F-Wert von 1,28.

Die T1x Beschleunigung ist gering ausgeprägt mit nur 12,7 g für den MSP. Die Kopfkontaktzeit ist jedoch relativ hoch im Vergleich zur Grundgesamtheit. Die durchschnittliche Zeit beträgt 74 ms für den LSP, 72 ms für den MSP und 67 ms für den HSP. Die NIC Bewertung fällt ebenfalls hoch aus mit Werten von 16 m<sup>2</sup>/s<sup>2</sup> für den MSP. Die N<sub>km</sub> Bewertungen sind hingegen gering im Vergleich zur Grundgesamtheit über alle 3 Pulse hinweg. Die obere Nackenzugkraft ist stärker ausgeprägt als die obere Nackenscherkraft im relativen Bezug zur Grundgesamtheit. Im unteren Nackenbereich ist dies umgekehrt der Fall. Die untere Nackenscherkraft ist stärker ausgeprägt als die untere Nackenzugkraft im Vergleich zur Grundgesamtheit. Das obere Nackenextensionsmoment ist sehr gering mit -3,4 Nm für den MSP. Das Flexionsmoment des oberen Nackens ist relativ zum oberen Nackenextensionsmoment stärker ausgeprägt.

Tabelle 30 Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 13

<b>Aktive Segmentierungseigenschaften</b>	<b>Mittelwert (LSP/MSP/HSP)</b>			<b>F-Test (LSP/MSP/HSP)</b>			<b>t-Wert (LSP/MSP/HSP)</b>		
<b>T1x (g)</b>	11,35	12,73	15,99	0,63	0,44	1,20	-0,02	0,16	0,13
<b>HCT (ms)</b>	74,25	71,86	67,46	0,51	0,54	1,09	1,57	1,76	1,50
<b>NIC (m<sup>2</sup>/s<sup>2</sup>)</b>	11,72	16,24	15,94	0,60	0,79	0,45	1,33	0,77	0,89
<b>N<sub>km</sub></b>	0,18	0,24	0,36	0,06	0,46	0,65	-1,05	-0,35	-0,35
<b>Vreb (m/s)</b>	4,08	4,65	5,36	0,51	0,53	0,33	0,96	1,11	0,81
<b>F<sub>x_up</sub> (N)</b>	12,65	30,05	12,02	0,44	0,93	0,12	-0,09	0,24	-0,35
<b>F<sub>z_up</sub> (N)</b>	316,30	566,06	404,35	0,90	1,13	1,32	1,39	1,45	0,60
<b>M<sub>y_up Flex</sub> (Nm)</b>	7,44	16,24	7,15	0,44	0,40	0,03	0,25	0,67	-0,26
<b>M<sub>y_up Ext</sub> (Nm)</b>	-2,59	-1,09	-6,86	0,38	0,40	0,82	-0,98	-0,78	-1,17
<b>F<sub>x_low</sub> (N)</b>	210,39	347,06	236,56	0,86	0,85	0,45	1,67	1,54	0,61
<b>F<sub>z_low</sub> (N)</b>	105,50	224,94	174,59	2,00	2,05	1,13	1,00	1,18	0,43
<b>M<sub>y_low Flex</sub> (Nm)</b>	1,98	3,62	2,24	0,49	1,03	0,17	-0,05	0,21	-0,15
<b>M<sub>y_low Ext</sub> (Nm)</b>	-1,09	-3,40	-1,83	2,90	2,41	1,15	-0,83	-1,19	-0,82

In Tabelle 31 sind die passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 13 aufgelistet. Der Kopfabstand ist mit einem Wert von 37 mm sehr hoch. Die Kopfstützenschaumdicke ist mit 14 mm deutlich unter dem durchschnittlichen Wert der Grundgesamtheit. Die Schaumdicke auf der Lehne sind ebenfalls geringer als die Werte der Grundgesamtheit. Die Verteilung der Lehnenbreite Oben ist mit 355 mm gering. Die Lehnenhöhe ist mit nur 465 mm ebenfalls gering ausgeprägt. Der Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger ist mit 54 mm und einem t-Wert von -0,56 unter dem Durchschnittswert der Grundgesamtheit.

Tabelle 31 Ausprägung der passiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 13

<b>Passive Segmentierungseigenschaften</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>F-Test</b>	<b>t-Wert</b>
<b>Euro NCAP (Pkt)</b>	1,29	1,28	-1,37
<b>BS (mm)</b>	37,22	1,66	1,19
<b>H (mm)</b>	8,00	0,99	0,60
<b>SBD (°)</b>	12,74	1,38	-0,54
<b>LB<sub>Oben</sub> (mm)</b>	355,00	0,98	-0,28
<b>LB<sub>Mitte</sub> (mm)</b>	390,00	0,00	-0,10
<b>LB<sub>Unten</sub> (mm)</b>	392,50	0,23	-0,14
<b>LH<sub>LDP</sub>zuLQT (mm)</b>	465,00	1,89	-1,10
<b>Ø<sub>KST</sub> (mm)</b>	13,00	0,48	-0,40
<b>SD<sub>KST</sub> (mm)</b>	14,00	0,23	-1,26
<b>SD<sub>Oben</sub> (mm)</b>	52,50	0,68	-0,21
<b>SD<sub>Mitte</sub> (mm)</b>	42,50	1,72	-0,54
<b>SD<sub>Unten</sub> (mm)</b>	37,50	0,22	-1,36
<b>Abstand x<sub>KST</sub>zuLQT (mm)</b>	54,00	0,05	-0,56

### 5.1.3 Faktorenanalyse

Im folgenden Abschnitt sind die Ergebnisse der explorativen Faktorenanalyse dargestellt. Der Datensatz wurde anhand des Z-Wertes, siehe Formel (15), standardisiert, um eine Vergleichbarkeit zwischen den Variablen zu generieren.

Das KMO-Kriterium wurde zusammen mit dem Bartlett Test als Prüfkriterium für die verwendeten Variablen verwendet. Bis zur Erreichung des definierten KMO-Kriteriums von mindestens 0,5 wurden sukzessiv Variablen ausgeschlossen. Die ausgeschlossenen Variablen wurden anhand den Werten auf der Diagonalen der Anti-Image-Korrelations-Matrix bestimmt.

Folgende Variablen wurden für den LSP ausgeschlossen, bis ein KMO-Wert von 0,503 erreicht wurde:

- $H_{KST}$
- $LB_{oben}$
- KST-Stangendicke

Zur Erreichung eines KMO-Kriteriums von über 0,5 für den MSP wurden folgende Variablen ausgeschlossen, bis ein Akzeptanzkriterium von KMO-Wert = 0,538 erreicht wurde:

- KST Stangendicke
- $LH_{LDPzuLQT}$
- $LB_{unten}$
- $LB_{oben}$
- SBD
- $M_{yLow\_Flex}$
- $M_{yUp\_Ext}$

Für den HSP wurden folgende Variablen ausgeschlossen, damit ein Akzeptanzkriterium von KMO-Wert = 0,528 erreicht werden konnte:

- $LB_{oben}$
- $M_{yLow\_Flex}$

#### 5.1.3.1 Bestimmung der Faktorenzahl

Zwei verschiedene Beurteilungsmethoden wurden herangezogen, um die zu extrahierende Faktorenanzahl subjektiv bestimmen zu können. Zur Unterstützung der Beurteilung wurden jeweils der Screentest und das Kaiser-Kriterium betrachtet. In Abbildung A 1, Abbildung A 2 und Abbildung A 3 ist der Eigenwert des LSP, MSP und HSP dargestellt. Ebenfalls ist mittels der roten Linie, bei einem Eigenwert von 1, der Schwellenwert des Kaiser-Kriteriums dargestellt. Für den LSP ist ein deutlicher Knick in dem Verlauf ab fünf Faktoren zu erkennen. In Abbildung A 2 ist ein Knick vor dem Kaiser-Kriterium bei vier Faktoren dargestellt. Für den HSP sind anhand von Abbildung A 3 drei Faktoren zu extrahieren. Die jeweilige Faktorenanzahl befindet sich knapp über der anhand des Kaiser-Kriteriums vorgeschlagenen zu extrahierenden Faktorenanzahl.

#### 5.1.3.2 Bestimmung der Faktorwerte

In den folgenden Tabellen sind die erzielten rotierten Faktorladungen dargestellt. Jeder Faktor wird durch die Variablen und der dazugehörigen Faktorladung beschrieben. Faktorladungen über  $\pm 0,3$  sind fett gedruckt. Je höher die Faktorladung, desto höher lädt die Variable auf den identifizierten Faktor. Die Variablen innerhalb eines Faktors können somit relativ zueinander betrachtet werden.

In Tabelle 32, Tabelle 38 und Tabelle 43 sind die anhand der Rotationsmethode Varimax und der Extraktionsmethode, Hauptkomponentenanalyse, identifizierten Faktorladungen für den LSP, MSP und HSP aufgelistet.

Tabelle 32 LSP Rotierte Faktorladung nach Varimax

	Komponente				
	1	2	3	4	5
<b>N<sub>km</sub></b>	<b>-,888</b>		-,181		
<b>M<sub>y_upExt</sub></b>	<b>-,836</b>		-,146	-,206	
<b>HCT</b>	<b>,633</b>	<b>,388</b>		-,104	,266
<b>NIC</b>	<b>,562</b>	<b>,379</b>	-,165	<b>-,363</b>	-,128
<b>BS</b>	<b>,488</b>	<b>,398</b>			<b>,448</b>
<b>V<sub>reb</sub></b>	<b>,355</b>	,282	,249		<b>-,343</b>
<b>SD<sub>unten</sub></b>	<b>-,350</b>	-,283		<b>,302</b>	
<b>F<sub>z_up</sub></b>	<b>,376</b>	<b>,825</b>			
<b>F<sub>z_low</sub></b>	,211	<b>,806</b>	,127		-,230
<b>Ø<sub>KST</sub></b>	,225	<b>-,757</b>	,242		
<b>F<sub>x_low</sub></b>	<b>,515</b>	<b>,698</b>	,152		
<b>T<sub>1x</sub></b>	,247	<b>,461</b>	<b>,439</b>	,217	,221
<b>Abstand_X<sub>KST</sub>zuLQT</b>			<b>-,799</b>	,136	,210
<b>SD<sub>KST</sub></b>		<b>-,305</b>	<b>,708</b>	<b>,298</b>	
<b>M<sub>y_upFlex</sub></b>	,265		<b>,490</b>		
<b>SBD</b>	<b>-,399</b>		<b>,399</b>	-,259	,234
<b>LB<sub>mitte</sub></b>		<b>-,331</b>	<b>-,376</b>		
<b>Höhe</b>	,151	,268	,294	,290	,102
<b>SD<sub>mitte</sub></b>		-,158	,172	<b>,799</b>	,151
<b>SD<sub>oben</sub></b>	<b>,303</b>		-,128	<b>,776</b>	
<b>F<sub>x_up</sub></b>		-,238		<b>-,627</b>	
<b>LH<sub>LDP</sub>zuQuerträger</b>	<b>-,321</b>				<b>,780</b>
<b>M<sub>y_lowFlex</sub></b>	,269				<b>,627</b>

In den folgenden Tabelle 33 bis Tabelle 37 sind die Ausprägungen der einzelnen Faktoren für den LSP vereinfacht dargestellt. Anhand von diesen Tabellen ist zu erkennen, ob ein Anstieg oder ein Abfallen der Bewertungskriterien durch eine Änderung der Sitzdesignmerkmale innerhalb eines Faktors zu erwarten ist. In Tabelle 33 sind die Ausprägungen des Faktor 1 dargestellt. Der Anstieg des Kopfabstands und der oberen Schaumdicke weisen auf eine erhöhte initiale Abweichung des Torsos zu der Neigung der Struktur hin. Diese Variable ist ebenfalls durch eine niedrigeren  $H_{RLDPzuLQT}$  und einer geringeren Rotation der Lehne während dem Heckaufprall geprägt. Dadurch wird sowohl ein genereller Anstieg des NIC, Kopfkontaktzeit und unteren Nackenscherkraft, als auch eine Reduzierung des  $N_{km}$  und des oberen Nackenextensionsmoment Kriteriums erwartet.

Tabelle 33 Vereinfachte Darstellung der LSP Faktor 1 Ausprägungen

<b>positive Sitzdesignmerkmal</b>	<b>negative Sitzdesignmerkmal</b>	<b>positive Bewertungskriterium</b>	<b>negative Bewertungskriterium</b>
• BS	• LH <sub>LDPzuLQT</sub>	• NIC	• Nkm
• SD <sub>oben</sub>	• SBD	• HCT	• My <sub>upExt</sub>
	• SD <sub>unten</sub>	• F <sub>z_up</sub>	
		• F <sub>x_low</sub>	
		• V <sub>reb</sub>	

In Tabelle 34 ist die Ausprägung des Faktors 2 dargestellt. Mit einem Anstieg des Kopfabstands und einer Abnahme des Kopfstützenstangendurchmessers, Kopfstützenschaumdicke und der mittleren Lehnenbreite ist sowohl ein Anstieg der Kopfkontaktzeit, NIC, obere und untere Nackenzugkraft, als auch der T1x Beschleunigung zu erwarten.

Tabelle 34 Vereinfachte Darstellung der LSP Faktor 2 Ausprägungen

<b>positive Sitzdesignmerkmal</b>	<b>negative Sitzdesignmerkmal</b>	<b>positive Bewertungskriterium</b>	<b>negative Bewertungskriterium</b>
• BS	• ØKST	• HCT	
	• SD <sub>KST</sub>	• NIC	
	• LB <sub>mitte</sub>	• F <sub>z up &amp; low</sub>	
		• F <sub>x_low</sub>	
		• T1 <sub>x</sub>	

In Tabelle 35 ist die Ausprägung des dritten Faktors dargestellt. Mit einer hohen Schaumdicke und einer Zunahme der Rückenlehnenrotation, die eine erhöhte Rotation der Lehne während dem Heckaufprall beschreibt, in Kombination mit einem reduzierten Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger und einer schmalen mittleren Lehnenbreite ist eine Zunahme der T1x Beschleunigung und des oberen Flexionsmoments zu erwarten.

Tabelle 35 Vereinfachte Darstellung der LSP Faktor 3 Ausprägungen

<b>positive Sitzdesignmerkmal</b>	<b>negative Sitzdesignmerkmal</b>	<b>positive Bewertungskriterium</b>	<b>negative Bewertungskriterium</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>SD_{KST}</math></li> <li>• SBD</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>X_{KSTzuLQT}</math></li> <li>• <math>LB_{mitte}</math></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>T1_x</math></li> <li>• <math>M_{y\_upFlex}</math></li> </ul>	

Faktor 4 des LSP, welcher in Tabelle 36 zu sehen ist, besagt, dass mit einer Zunahme der Schaumdicke im Bereich der gesamten Lehne und der Kopfstütze, der NIC und die obere Nackenscherkraft reduziert werden.

Tabelle 36 Vereinfachte Darstellung der LSP Faktor 4 Ausprägungen

<b>positive Sitzdesignmerkmal</b>	<b>negative Sitzdesignmerkmal</b>	<b>positive Bewertungskriterium</b>	<b>negative Bewertungskriterium</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>SD_{KST}</math></li> <li>• <math>SD_{oben}</math></li> <li>• <math>SD_{mitte}</math></li> <li>• <math>SD_{unten}</math></li> </ul>			<ul style="list-style-type: none"> <li>• NIC</li> <li>• <math>F_{x\_up}</math></li> </ul>

In Tabelle 37 ist zu erkennen, dass ein größerer Kopfabstand und Lehnenhöhe eine Zunahme des unteren Flexionsmoments und einer Abnahme der gemessenen Kopfgeschwindigkeit zu erwarten ist.

Tabelle 37 Vereinfachte Darstellung LSP Faktor 5 Ausprägungen

<b>positive Sitzdesignmerkmal</b>	<b>negative Sitzdesignmerkmal</b>	<b>positive Bewertungskriterium</b>	<b>negative Bewertungskriterium</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• BS</li> <li>• <math>LH_{LDPzuLQT}</math></li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>M_{y\_lowFlex}</math></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>V_{reb}</math></li> </ul>

In Tabelle 38 sind die Faktorladungen der Variablen für den MSP aufgelistet. In den Tabelle 39 bis Tabelle 42 sind die Faktoren vereinfacht dargestellt, indem nur das Vorzeichen von Faktorladungen über 0,3 erwähnt ist.

Tabelle 38 MSP Rotierte Faktorladung nach Varimax

	Komponente			
	1	2	3	4
<b>BS</b>	<b>,306</b>	<b>,376</b>	<b>,457</b>	
<b>Höhe</b>		<b>,461</b>	,222	,278
<b>T1x</b>	<b>,572</b>	<b>,384</b>	-,168	
<b>HCT</b>	<b>,315</b>	,239	<b>,570</b>	
<b>NIC</b>	<b>,440</b>	<b>-,402</b>	<b>,384</b>	
<b>N<sub>km</sub></b>			<b>-,797</b>	,158
<b>V<sub>reb</sub></b>	,288	<b>,656</b>	,110	,223
<b>F<sub>x_up</sub></b>		-,195	-,119	<b>,744</b>
<b>F<sub>z_up</sub></b>	<b>,719</b>	,105	,364	,222
<b>M<sub>y_upFlex</sub></b>	,242	,153		<b>,767</b>
<b>F<sub>x_Low</sub></b>	<b>,605</b>		<b>,516</b>	<b>,461</b>
<b>F<sub>z_low</sub></b>	<b>,694</b>		<b>,324</b>	
<b>M<sub>y_lowExt</sub></b>	<b>,588</b>	-,193		,119
<b>LB<sub>Mitte</sub></b>	-,240	-,102	-,109	
<b>Ø<sub>KST</sub></b>	<b>-,528</b>			
<b>Abstand_XKSTzuLQT</b>			-,120	<b>-,682</b>
<b>SD<sub>KST</sub></b>	<b>-,619</b>	<b>,397</b>	,212	<b>,432</b>
<b>SD<sub>oben</sub></b>	-,134	<b>,756</b>		-,190
<b>SD<sub>mitte</sub></b>	-,179	<b>,707</b>	<b>-,330</b>	-,121
<b>SD<sub>unten</sub></b>		,167	<b>-,591</b>	-,111

Die Ausprägungen des Faktor 1 ist in Tabelle 39 dargestellt. Eine Abnahme der Kopfstützenschaumdicke und des Kopfstützenstangendurchmessers zusammen mit einer Zunahme des Kopfabstands erhöht die Bewertungskriterien Nackenzugkraft im oberen und unteren Nackenbereich, T1x Beschleunigung, Extensionsmoment und Scherkraft des unteren Nackens, NIC und Kopfkontaktzeit. Eine vergleichbare Ausprägung des Kopfabstands und der Kopfstützenschaumdicke ist in Tabelle 34 zu beobachten. Ebenfalls werden die Verletzungskriterien Kopfkontaktzeit, NIC, T1x Beschleunigung, untere Nackenscherkraft und Nackenzugkraft im oberen und unteren Nacken in dem Faktor 2 des LSP beschrieben.

Tabelle 39 Vereinfachte Darstellung der MSP Faktor 1 Ausprägungen

<b>positive Sitzdesignmerkmal</b>	<b>negative Sitzdesignmerkmal</b>	<b>positive Bewertungskriterium</b>	<b>negative Bewertungskriterium</b>
• BS	• SD <sub>KST</sub>	• F <sub>z_up</sub> & low	
	• Ø <sub>KST</sub>	• F <sub>x_low</sub>	
		• M <sub>y_lowExt</sub>	
		• T1x	
		• NIC	
		• HCT	

In Tabelle 40 sind die Ausprägungen des Faktors 2 für den MSP dargestellt. Dieser Faktor beschreibt eine Zunahme sowohl von der Kopfstützenschaumdicke, Schaumdicke Oben und Schaumdicke Mitte, als auch vom Kopfabstand und der Kopfstützenhöhe einen Anstieg der Kopfgeschwindigkeit und T1x Beschleunigung, sowie eine Abnahme des NICs. Die Schaumdicke wird ebenfalls in Tabelle 36 beschrieben, mit dem Unterschied, dass der Kopfabstand und die Kopfstützenhöhe nicht aufgelistet wurden.

Tabelle 40 Vereinfachte Darstellung der MSP Faktor 2 Ausprägungen

<b>positive Sitzdesignmerkmal</b>	<b>negative Sitzdesignmerkmal</b>	<b>positive Bewertungskriterium</b>	<b>negative Bewertungskriterium</b>
• $SD_{KST}$		• $T_{1x}$	• NIC
• $SD_{oben}$		• $V_{reb}$	
• $SD_{mitte}$			
• $H_{KST}$			
• BS			

Faktor 3 besagt, dass durch einen größeren Kopfabstand, einer geringeren Schaumdicke Mitte und Schaumdicke Unten eine Verzögerung der Kopfkontaktzeit, ein Anstieg des NICs, unteren Nackenscherkraft, untere Nackenzugkraft und ein Abfallen des  $N_{km}$  verursacht wird (siehe Tabelle 40). In Tabelle 33 ist ein vergleichbares Muster der Sitzdesignmerkmale aufgelistet. Die Bewertung der Verletzungskriterien ist ebenfalls vergleichbar.

Tabelle 41 Vereinfachte Darstellung der MSP Faktor 3 Ausprägungen

<b>positive Sitzdesignmerkmal</b>	<b>negative Sitzdesignmerkmal</b>	<b>positive Bewertungskriterium</b>	<b>negative Bewertungskriterium</b>
• BS	• $SD_{mitte}$	• HCT	• $N_{km}$
	• $SD_{unten}$	• NIC	
		• $F_{x\_low}$	
		• $F_{z\_up\&low}$	

Die Ausprägungen des Faktor 4 zeigt, dass mit einer zunehmenden Schaumdicke der Kopfstütze und einem abnehmenden Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger eine Zunahme der oberen und unteren Nackenscherkraft und eine Zunahme des oberen Nackenflexionsmoments zu erwarten ist (siehe Tabelle 42).

Tabelle 42 Vereinfachte Darstellung der MSP Faktor 4 Ausprägungen

<b>positive Sitzdesignmerkmal</b>	<b>negative Sitzdesignmerkmal</b>	<b>positive Bewertungskriterium</b>	<b>negative Bewertungskriterium</b>
• $SD_{KST}$	• $x_{KSTzuLQT}$	• $F_{x\_up\&low}$	
		• $M_{y\_upFlex}$	

In Tabelle 43 sind die Ergebnisse der rotierten Faktorladungen für den HSP dargestellt.

Tabelle 43 HSP Rotierte Faktorladung nach Varimax

	Komponente		
	1	2	3
<b>F<sub>x_low</sub></b>	<b>,873</b>		
<b>F<sub>z_up</sub></b>	<b>,864</b>		
<b>F<sub>z_low</sub></b>	<b>,798</b>	,234	
<b>V<sub>reb</sub></b>	<b>,702</b>		
<b>Abstand_xKSTzuLQT</b>	<b>-,581</b>		
<b>T<sub>1x</sub></b>	<b>,485</b>	<b>,314</b>	
<b>M<sub>y_upFlex</sub></b>	<b>,415</b>	-,183	
<b>LB<sub>mitte</sub></b>	<b>-,405</b>	-,274	
<b>Ø<sub>KST</sub></b>	<b>-,304</b>	-,192	-,209
<b>LB<sub>unten</sub></b>	-,216	-,211	
<b>SD<sub>oben</sub></b>	-,191	<b>-,702</b>	,209
<b>SD<sub>mitte</sub></b>		<b>-,639</b>	-,199
<b>N<sub>km</sub></b>	<b>-,514</b>	<b>,528</b>	
<b>NIC</b>		<b>,525</b>	<b>,384</b>
<b>M<sub>y_lowExt</sub></b>	,202	<b>,501</b>	-,102
<b>M<sub>y_upExt</sub></b>	<b>-,462</b>	<b>,477</b>	-,192
<b>HCT</b>			<b>,817</b>
<b>BS</b>			<b>,812</b>
<b>SBD</b>		,120	<b>-,514</b>
<b>SD<sub>unten</sub></b>		-,281	<b>-,512</b>

In Tabelle 44 sind die Faktor 1 Ausprägungen des HSP aufgelistet. Eine Abnahme des Abstands in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger, der mittleren Lehnenbreite und des Kopfstützenstangendurchmessers verursacht eine Zunahme der oberen und unteren Nackenzugkraft, der unteren Nackenscherkraft, der Kopfgeschwindigkeit, der T1x Beschleunigung und des oberen Nackenflexionsmoments als auch geringere Bewertungskriterien des N<sub>km</sub> und des oberen Nackenextensionsmoments.

Tabelle 44 Vereinfachte Darstellung der HSP Faktor 1 Ausprägungen

positive Sitzdesignmerkmal	negative Sitzdesignmerkmal	positive Bewertungskriterium	negative Bewertungskriterium
	• XKSTzuLQT	• F <sub>z_low &amp; up</sub>	• N <sub>km</sub>
	• LB <sub>mitte</sub>	• F <sub>x_low</sub>	• M <sub>y_upExt</sub>
	• Ø <sub>KST</sub>	• V <sub>reb</sub>	
		• T1x	
		• M <sub>y_upFlex</sub>	

Die Ausprägungen des Faktor 2 des HSP ist in Tabelle 45 dargestellt. Mit einer Abnahme von der Schaumdicke Oben und der Schaumdicke Mitte ist eine Zunahme der Bewertungskriterien für den N<sub>km</sub>, des Extensionsmoment im oberen und unteren Nacken und des NICs zu erwarten.

Tabelle 45 Vereinfachte Darstellung der HSP Faktor 2 Ausprägungen

positive Sitzdesignmerkmal	negative Sitzdesignmerkmal	positive Bewertungskriterium	negative Bewertungskriterium
	• SD <sub>oben</sub>	• T1x	
	• SD <sub>mitte</sub>	• N <sub>km</sub>	
		• M <sub>y_up&amp;low Ext</sub>	
		• NIC	

In Tabelle 46 sind die Ausprägungen des Faktor 3 dargestellt. Innerhalb dieses Faktors ist postuliert, dass durch eine Zunahme des Kopfabstands mit einer steiferen Lehne und einer

geringeren Schaumdicke im unteren Bereich der Lehne ein Anstieg des NICs, der Kopfkontaktzeit und ein Abfallen des  $N_{km}$  zu erwarten ist.

Tabelle 46 Vereinfachte Darstellung der HSP Faktor 3 Ausprägungen

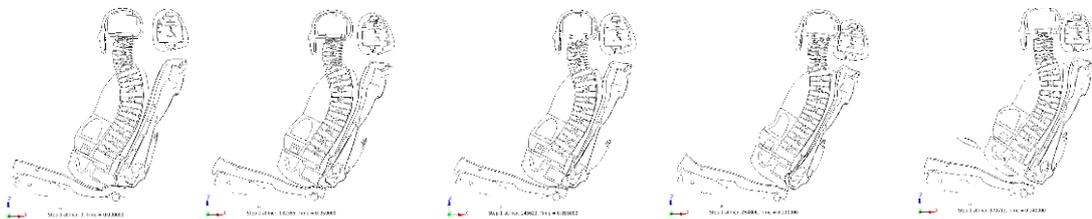
positive Sitzdesignmerkmal	negative Sitzdesignmerkmal	positive Bewertungskriterium	negative Bewertungskriterium
• BS	• SBD	• NIC	• $N_{km}$
	• $SD_{unten}$	• HCT	

## 5.2 Kausalitätsanalyse der Ergebnisse der explorativen Datenanalyse

Die Untersuchung der Kausalität der explorativen Datenanalyse wurde in drei Schritte unterteilt. Vorbereitend wurde ein FEM Modell eines Sitzes validiert, indem korrespondierende Versuchs- und Simulationsergebnisse mittels der CORA Methode bewertet wurde (siehe Abschnitt 5.2.1). Anschließend wurden definierte Konzeptmaße des Sitzes variiert, um die zuvor identifizierten Einflüsse darzustellen und die deren Auswirkung auf die Kinematik des BioRIDs II zu bestätigen (siehe Abschnitt 5.2.2).

### 5.2.1 Validierung der FEM Berechnung

Im folgenden Abschnitt sind die Ergebnisse des Abgleichs der Simulation und des Hardwareversuchs dargestellt. Der Ablauf der Simulation ist in Abschnitt 4.3.2 beschrieben und in Abbildung 46 dargestellt.



$t_0$ = Start (0 ms)       $t_0$ = Pelvis Kontakt (50 ms)       $t_0$ = Kopf Kontakt (55 ms)       $t_0$ = Umkehrpunkt (100 ms)       $t_0$ = Ende Kopfkontakt (140 ms)

Abbildung 46 Kinematik des BioRID II in der Simulation des Euro NCAP MSP

Die Güte der Signale im BioRID II wurde anhand der CORA Methode bewertet. Die Referenzkurve und der Korridor wurden anhand von fünf Versuchen gebildet. Die Durchführung der fünf Versuche erfolgte nach dem Prüfprotokoll der Euro NCAP und umfasste baugleiche Sitze.

In Tabelle 47 ist die Bewertung der Messaufnehmer des BioRID II nach CORA aufgelistet. Die Bewertungen der Beschleunigungssignale in x sind mit gut bis sehr gut bewertet. Die Bewertung in z verbessert sich vom Kopf bis zur Pelvis von mangelhaft bis gut. Die Scher- und Zugkräfte des oberen Nackenbereichs sind mit befriedigend und gut bewertet. Das obere Nackenmoment und die Scher- und Zugkraft des unteren Bereichs des Nackens ist mit befriedigend bewertet. Nur das untere Nackenmoment wird mit 0,439 mit mangelhaft bewertet.

Tabelle 47 CORA; Ergebnisse der Bewertung der Simulation

Sensorbezeichnung	CORA Bewertung
HEADx	0,920
HEADz	0,536
C4x	0,934
C4z	0,534
T1x	0,941
T1z	0,579
T8x	0,906
T8z	0,659
L1x	0,906
L1z	0,734
PELVISx	0,950
PELVISz	0,872
Fx_up	0,733
Fz_up	0,833
My_up	0,646
Fx_low	0,643
Fz_low	0,584
My_low	0,439

Die Bewertung ergibt sich aus den Unterschieden der Bewegung des BioRID II der Simulation zum Realversuch. Eine Gegenüberstellung der Beschleunigungen, Nackenkräfte und Nackenmomente, die mit dem BioRID II gemessen wurden, und der Ergebnisse der FEM Berechnung ist in Abbildung 47 und Abbildung 48 dargestellt.

Der Beschleunigung des Kopfes der FEM Simulation ist beim Anprall an der Kopfstütze zum Zeitpunkt  $t = 63$  ms um 7,7 g höher als im Versuch. Durch die höhere Beschleunigung während dem ersten Kontakt mit der Kopfstütze wirkt sich dies auf die Kopffrotationsgeschwindigkeit um die y-Achse dahingehend aus, dass diese um 10 ms verzögert erkennbar rotiert. Die maximale Rotationsgeschwindigkeit des Kopfes reduziert sich ebenfalls dadurch im Versuch von 8.5 °/s auf 5 °/s. Somit reduziert sich auch die maximale Kopffrotation von 12,7° auf 8°. Der Einfluss des Anpralls ist ebenfalls in der Rotationsgeschwindigkeit am T1x Sensor der FEM Simulation zu erkennen, dieser ist jedoch auch deutlich schwächer ausgeprägt. Die maximal erreichte Rotationsgeschwindigkeit und der Umkehrpunkt in eine positive Rotationsgeschwindigkeit weisen keine deutlichen Unterschiede zwischen der Simulation und dem Versuch mehr auf. Dennoch ist aufgrund des Verlaufs eine Differenz von 5° zwischen der Rotation des T1x Wirbels in der Simulation (15°) und der Rotation des Realversuchs (19°) zu erkennen. Nach dem ersten Anprall ist ab dem Zeitpunkt  $t = 72$  ms ein Einbruch in der Kopfbeschleunigung in z-Richtung beobachtbar. Der Verlauf der Beschleunigung in z-Richtung weist die gleiche Charakteristik auf. Der Einbruch der Beschleunigung in z-Richtung im Hardwareversuch findet erst zum Zeitpunkt  $t = 78$  ms statt und führt zu einer Verringerung der Beschleunigung um 0,35 g, während die Beschleunigung in z-Richtung in der Simulation sich um 1 g reduziert und 20 ms andauert. Am T1x Sensor ist dieses Verhalten ebenfalls zu beobachten. Es ist jedoch schwächer ausgeprägt.

Aufgrund der reduzierten Rotation wird das obere Nackenmoment erhöht und fällt nicht ab, wie im Realversuch beobachtbar ist. Die Nackenscherkraft erfährt ebenfalls zum Zeitpunkt des ersten Kopfkontaktes einen deutlich ausgeprägten Impuls in die Gegenrichtung. Die untere Nackenzugkraft ist im Anstieg ab dem ersten Kopfkontakt mit der Kopfstütze um 20 ms verzögert.

Aufgrund des ersten Anpralls ist das NIC Kriteriums zu diesem Zeitpunkt stark beeinflusst, da die Kopfbeschleunigung über die T1x Beschleunigung ansteigt und anschließend stärker abfällt. Es bildet sich ein um  $3 \text{ m}^2/\text{s}^2$  höherer Wert.

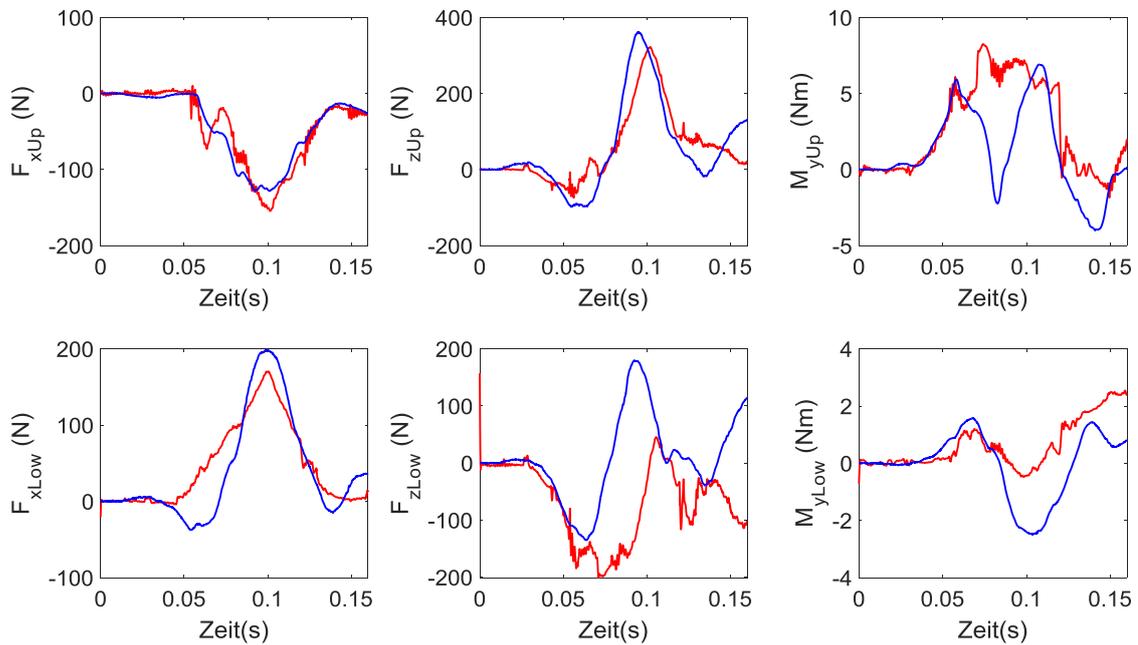


Abbildung 47 Vergleich der Nackenscherkräfte, -zugkräfte und -momente (blau: Realversuch; rot: Simulation)

Der Kinematikverlauf des Sitzes der FEM Simulation wurde anhand der Verfolgung der Knotenpunkte ermittelt. Zur Messung der Bewegung des Sitzes im Hardwareversuch wurden die im Video aufgenommenen MXT 5-Punkt Markierungen und die an der Struktur angebrachten Beschleunigungssensoren verwendet. Die gemessenen Beschleunigungen im Hardwareversuch wurden anschließend mit denen der FEM Simulation verglichen. Ein Unterschied zwischen der FEM Simulation und dem Versuch ist in der zeitliche Verzögerung des Signals um 4 ms und einer deutlicher ausgeprägten Geschwindigkeit zu erkennen. Der Beschleunigungsverlauf des Sitzes im Hardwareversuch ist ebenfalls deutlicher ausgeprägt. Die initiale absolute Beschleunigung der Kopfstütze des FEM Modells und dem Hardwareversuchs differenzieren sich um 5 g, die Beschleunigung der Kopfstütze vor Kopfkontakt unterscheidet sich um bis zu 2 g. Die Beschleunigung der Lehne zum Umkehrpunkt ist mit 19 g bei beiden Sitzen, FEM Modell und Hardwareversuch, vergleichbar.

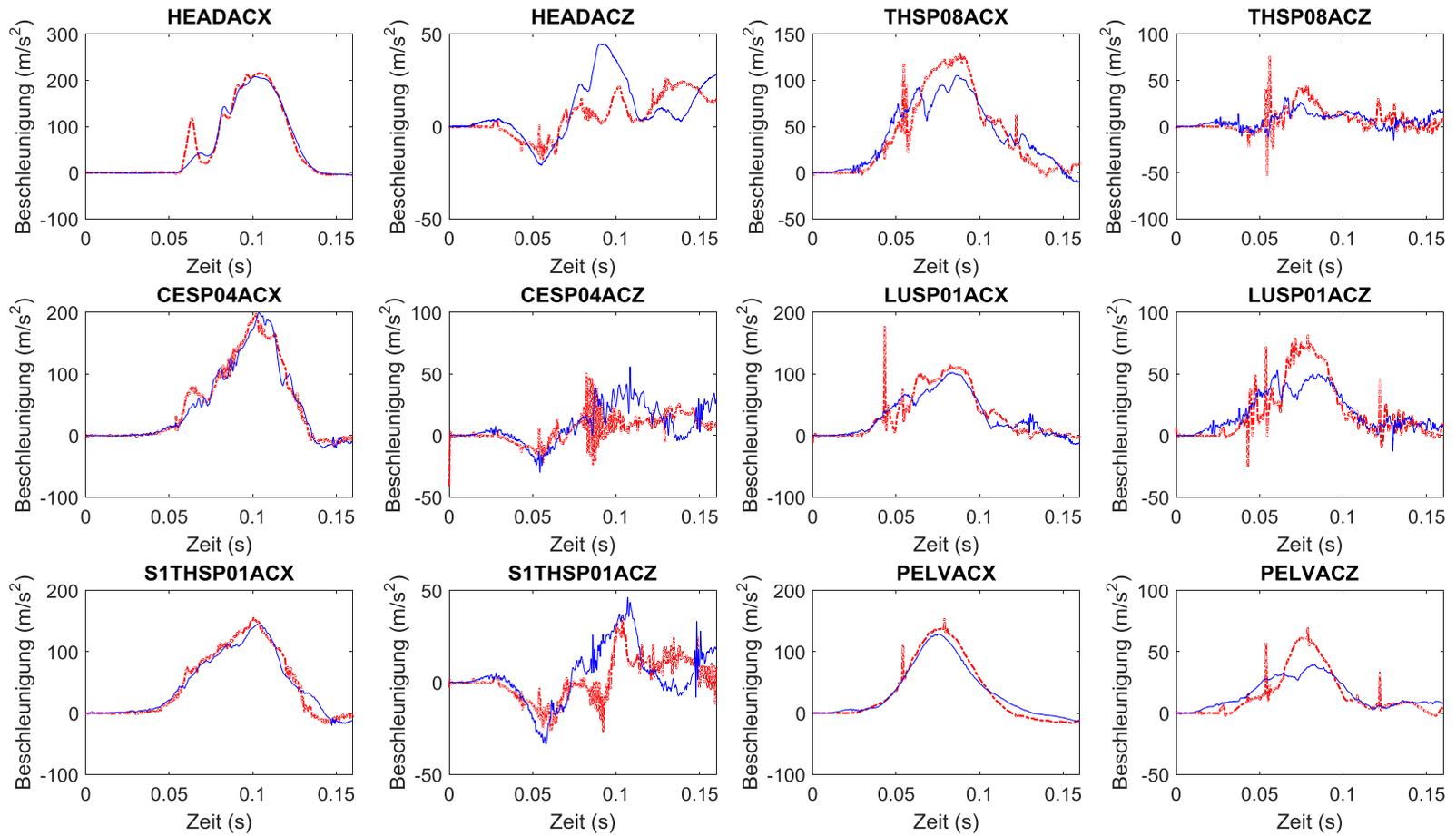


Abbildung 48 Vergleich der Beschleunigungsverläufe des BioRID II (blau: Realversuch; rot: Simulation)

### 5.2.2 Beschreibung des Einflusses von Sitzdesignparameter auf die Kinematik des BioRID II im Heckaufprall

Die im Folgenden beschriebenen Maßnahmen wurden ausgewählt, um den Einfluss einer Variation eines Sitzdesignparameters auf die Kinematik eines Insassen im Heckaufprall hat. Dadurch soll die Grundlage geschaffen werden, mit der die Kausalität der Maßnahmen auf die Kinematik des BioRID II für die untersuchte Lehne diskutieren werden kann.

#### **Einfluss der Breite der Lehne**

Der Einfluss, den die Breite der Lehne auf die Kinematik des BioRID II hat, wurde anhand einer Reduzierung von 25 mm, wie in Abbildung 49 dargestellt, untersucht. Dadurch reduziert sich die obere Breite der Lehne auf 327 mm.

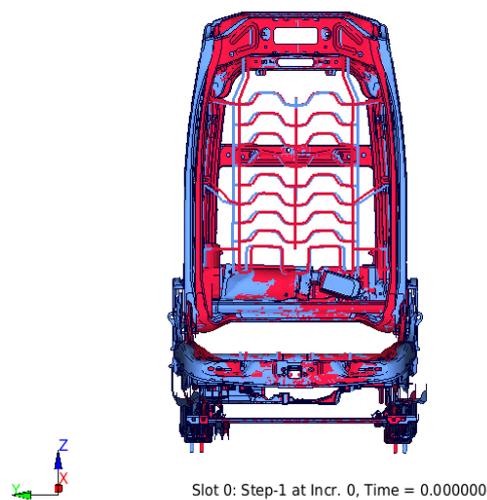


Abbildung 49 Breite der Lehne im Ausgangszustand überlagert dargestellt mit der in der Breite reduzierten Lehne (blau: Referenz; rot: Skalierung y -25mm)

Das initiale Setzverhalten der Lehne ist unverändert. Die Bewegung zwischen der skalierten und ursprünglichen Lehne unterscheidet sich erst ab dem Zeitpunkt, ab dem der BioRID II im Bereich des Torsos Kontakt mit der Lehne aufweist. Der BioRID II zeigt dadurch eine erhöhte und frühere Beschleunigung in der schmälere Variante ausgehend vom T8x Sensor der bis zum T1x Sensor erkennbar wird. Der Zeitpunkt des ersten Kopfkontaktes an der Kopfstütze bleibt unverändert. Die Differenz in den Beschleunigungssignalen des Kopfes und des T1x Sensors in x verursacht einen Anstieg der NIC Bewertung von  $3 \text{ m}^2/\text{s}^2$ .

Der Umkehrpunkt wird aufgrund der früheren Belastung der schmälere Lehne 6 ms früher erreicht. Die Scher- und Zugkraft des oberen Nackens erreichen entsprechend früher den maximalen Wert, sind jedoch in ihrer Größe unverändert. Das Moment des oberen Nackens erhöht sich um 1 Nm zum Zeitpunkt  $t = 70 \text{ ms}$ . Anschließend fällt das Nackenmoment auf  $-5 \text{ Nm}$  während der Umkehrphase ab. (Siehe Abbildung 50)

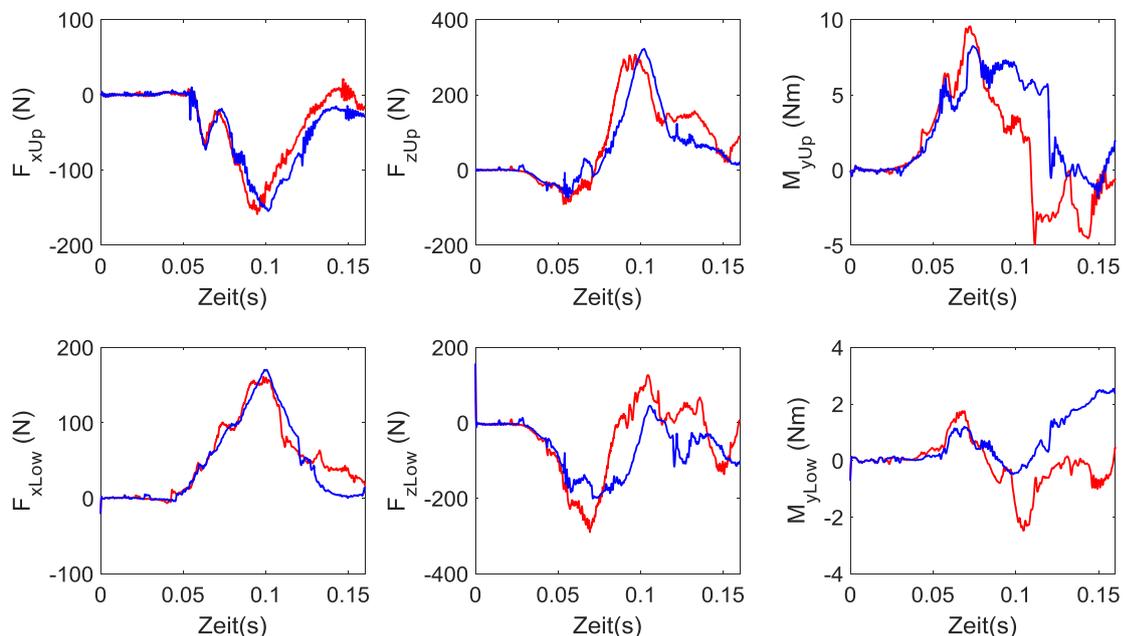


Abbildung 50 Vergleich der Nackenscherkräfte, -zugkräfte und -momente (blau: Referenz; rot: Skalierung y -25mm)

### Einfluss der Lehnenhöhe

In dieser Variante wurde die Lehne um 30 mm in z gleichmäßig verlängert. Aufgrund der längeren Lehne wurde die Kopfstütze um 30 mm herabgesetzt und die Tiefenverstellung wurde an die Position des Referenzsitzes angeglichen, damit sich die Position der Kopfstütze unverändert bleibt. (Siehe Abbildung 51)

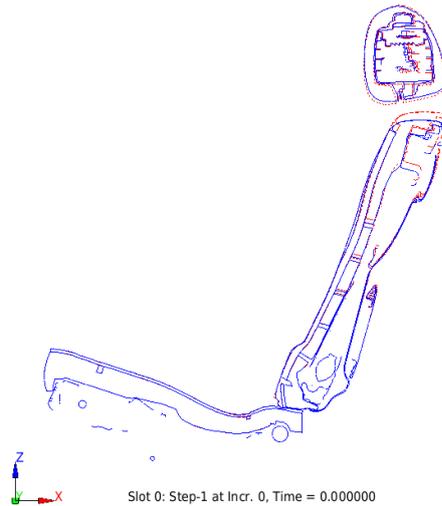


Abbildung 51 Initiale Sitzeinstellung (blau: Referenz; rot: Skalierung z +30 mm)

Durch die erhöhte Lehne verzögert sich die Kopfkontaktzeit um 5 ms. Die T1x Beschleunigung bleibt unverändert. Die Geschwindigkeit der Kopfstütze vor dem ersten Kontakt mit dem Kopf, erhöht sich in den ersten 30 ms um 0,3 m/s. Durch das verzögerte und dadurch längere Setzen der Lehne ist die Differenz der Geschwindigkeit zwischen dem Kopf und der Kopfstütze höher. Dadurch erhöht sich der NIC auf  $17 \text{ m}^2/\text{s}^2$  (siehe Abbildung 52).

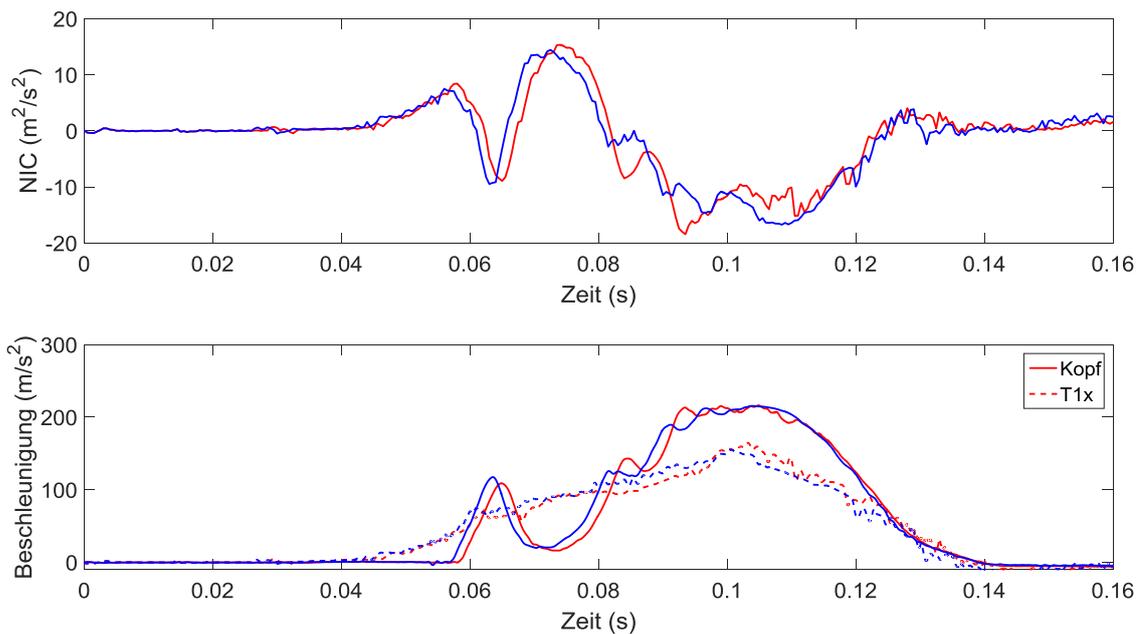


Abbildung 52 Oben: NIC Bewertung; Unten: Vergleich der Beschleunigung in x von Kopf und T1. (blau: Referenz; rot: Skalierung z +30 mm)

Zum Umkehrpunkt zeigt die höhere Lehne eine um 4 mm größere Rückverlagerung auf der Höhe des Auftreffpunkts des Kopfes. Die Rotation des Kopfes ist verzögert und erhöht sich um  $2^\circ$ , während sich die Rotation des BioRID II bis einschließlich dem T1x nicht zu dem Referenzversuch unterscheidet. Dadurch reduziert sich die obere Nackenscherkraft um 50 N auf 200N. Die obere Nackenzugkraft bleibt unverändert.

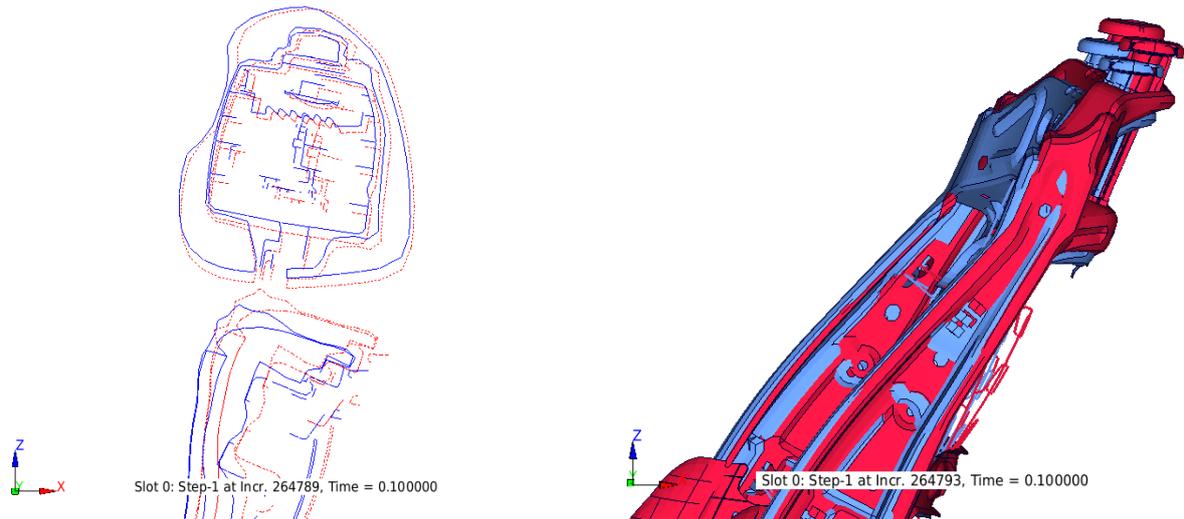


Abbildung 53 Rückverlagerung der Lehne zum Umkehrpunkt  $t = 100$  ms (blau: Referenz; rot: Skalierung  $z +30$  mm)

### Einfluss des Abstands in $x$ zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger

In dieser Variante wurde die Rastposition der Kopfstütze in  $x$  um jeweils 17 mm nach vorne und nach hinten justiert. Dadurch verändert sich der Kopfabstand ebenfalls um jeweils  $\pm 17$  mm in der Ausgangsposition (siehe Abbildung 54 und Abbildung 55). Das Ausgangsmaß des Abstands des Referenzsitzes in  $x$  zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger beträgt 70 mm.

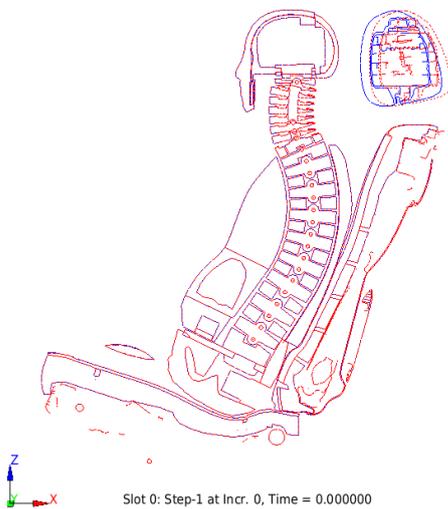


Abbildung 54 Initiale Position mit reduziertem Abstand in  $x$  zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger (blau: Referenz; rot:  $x_{KSTzuLQT} -17$  mm)

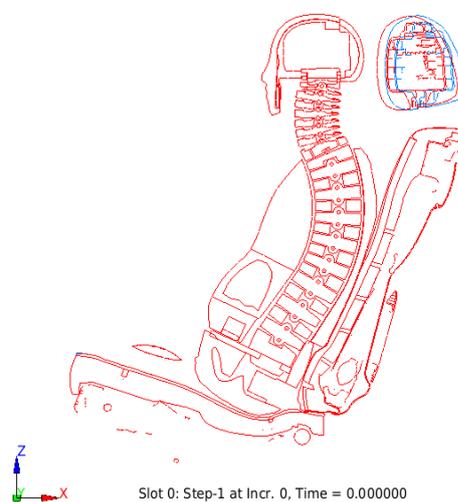


Abbildung 55 Initiale Position mit vergrößertem Abstand in  $x$  zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger (blau: Referenz; rot:  $x_{KSTzuLQT} +17$  mm)

Die initiale Bewegung bis zum Kopfkontakt mit der Kopfstütze ist bei den betrachteten Varianten identisch. Unterschiede ergeben sich mit dem ersten Kopfkontakt. Ein um 17 mm vergrößerter Abstand in  $x$  zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger reduziert die Kopfkontaktzeit um 5 ms, ein geringerer Abstand in  $x$  zwischen der Kopfstütze und dem

Lehnenquerträger verzögert den ersten Kontakt um 5 ms zu einer Kopfkontaktzeit von  $t = 65$  ms. Die relative Aufprallgeschwindigkeit ist durch den späteren Kopfkontakt erhöht. Das Abprallen des Kopfes verstärkt sich linear mit einem größeren Kopfabstand und einem reduzierten Abstand in  $x$  zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger. Da sich die T1x Beschleunigung kaum mit dem vergrößerten Abstand in  $x$  zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger verändert, reduziert sich das NIC Verletzungskriteriums (siehe Abbildung 56).

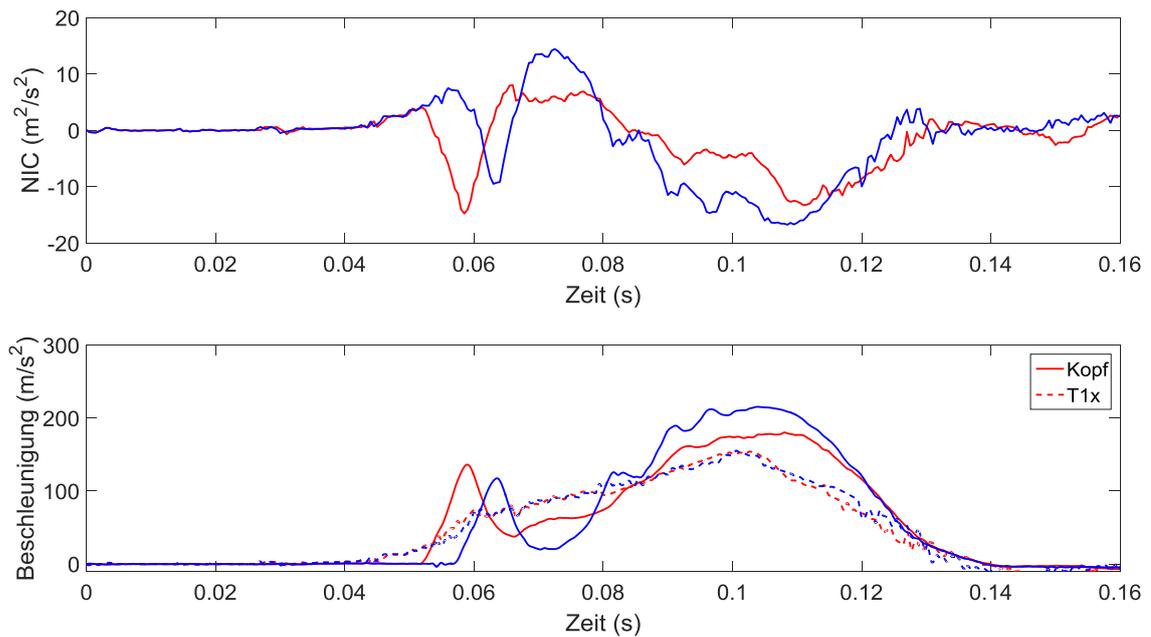


Abbildung 56 Oben: NIC Bewertung; Unten: Vergleich der Beschleunigung in  $x$  von Kopf und T1 (blau: Referenz; rot:  $x_{KSTzuLQT} + 17$  mm)

Der Umkehrpunkt wird durch den späteren Kopfkontakt und der daraus resultierenden höheren Geschwindigkeit um 5 ms verzögert. Der Abstand in  $x$  zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger ändert sich verglichen mit dem Referenzversuch zum Zeitpunkt des Umkehrpunktes um weitere 5 mm auf bis zu 22 mm. Die Rotation des Kopfes nimmt bei einem reduzierten Kopfabstand um  $5^\circ$  ab. Bei dem reduzierten Abstands in  $x$  zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger nimmt die Kopfrotation um  $7^\circ$  zu (siehe Abbildung 57). Die Rotation der Körperelemente von Pelvis bis zum T8 ist gering beeinflusst.

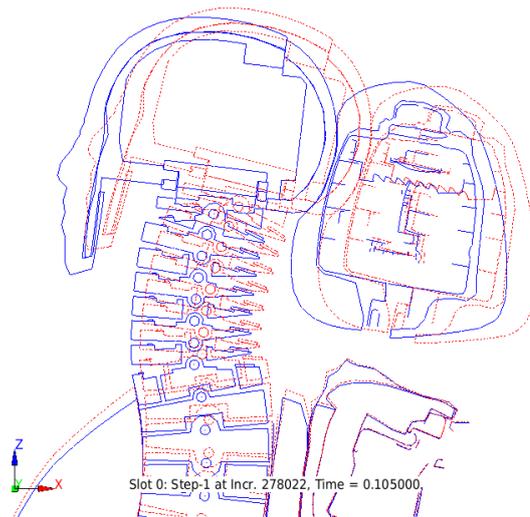


Abbildung 57 Rückverlagerung zum Umkehrpunkt bei reduziertem Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger (blau: Referenz; rot:  $x_{KSTzuLQT} + 17 \text{ mm}$ )

Die obere Nackenscherkkraft wird bei einem größeren Abstand geringfügig um 10 N zum Zeitpunkt des Umkehrpunktes reduziert, während bei einem reduzierten Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger die Nackenscherkkraft unverändert bleibt. Mit einem erhöhten Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger reduziert sich die Nackenzugkraft auf 225 N um 100 N, während mit einem reduzierten Abstand sich die obere Nackenzugkraft um 60 N auf knapp unter 400 N erhöht. Das obere Nackenmoment fällt zum Zeitpunkt des Umkehrpunktes auf -6 Nm ab. Das  $N_{km}$  Verletzungskriterium verschlechtert sich aufgrund des späteren Abfallens des Nackenmoments zum Umkehrpunkt. Dadurch erhöht sich die posteriore Flexionsbewegung zum Zeitpunkt des Umkehrpunktes.

### **Einfluss der Masse im Bereich der Kopfstütze**

Der Einfluss einer Massenzunahme von 0,5 kg, 1 kg und 1,5 kg, die gleichmäßig über die Kopfstütze verteilt ist, ist im folgenden Abschnitt beschrieben. Die initiale Position des BioRID II ist identisch zum Referenzsimulation.

Durch die erhöhte Masse der Kopfstütze verändert sich der Zeitpunkt der Bewegung der Kopfstütze aufgrund der Massenträgheit. Diese verzögert sich mit zunehmender Masse relativ zur Bewegung des Schlittens. Daraus resultieren eine spätere Kopfkontaktzeit und eine höhere Beschleunigung des Kopfes zum Anprall an der Kopfstütze. Zum Zeitpunkt des Kopfkontakts mit der Kopfstütze relativ zum Referenzversuchs ist die Kopfstütze mit 0,5 kg, 1 kg und 1,5 kg Mehrgewicht um 5 mm, 10 mm und 14 mm weiter nach hinten rückverlagert.

Dabei wird mit zunehmender Masse der Kopfstütze der Kopf von der Kopfstütze nach dem ersten Kontakt stärker abprallen. Die Kopfbeschleunigung fällt deutlich ab und steigt anschließend verzögert an. Aufgrund der nur geringfügig beeinflussten T1x Beschleunigung steigt die NIC Bewertung in dem Zeitraum an (siehe Abbildung 58).

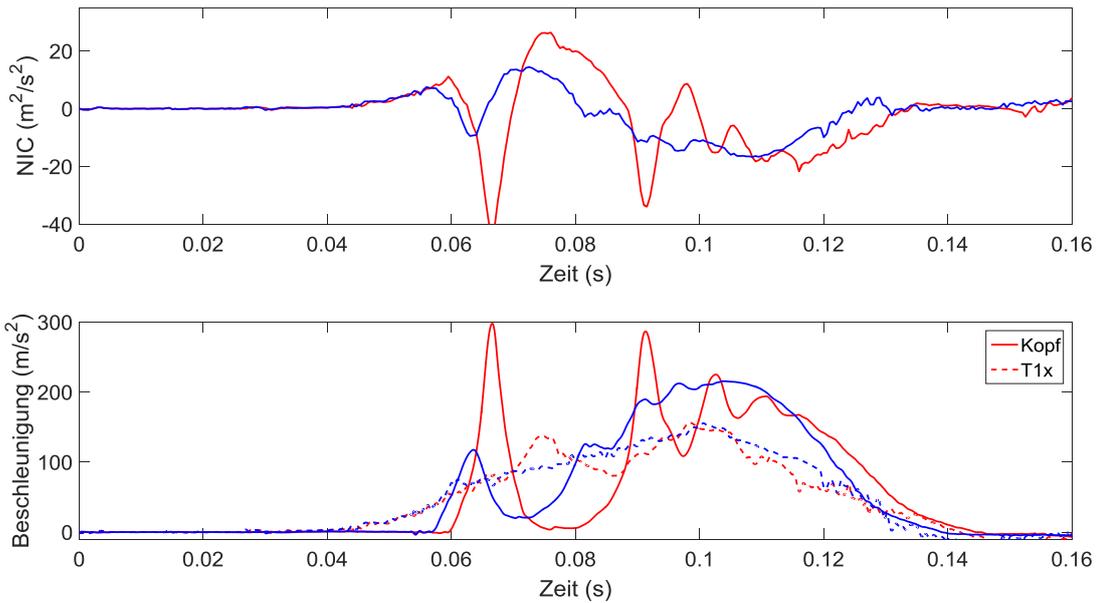


Abbildung 58 Oben: NIC Bewertung; Unten: Vergleich der Beschleunigung in x von Kopf und T1 (blau: Referenz; rot: KST +1kg)

Der maximal erreichte Wert der oberen Nackenscherkraft zeigt zum Umkehrpunkt kaum eine signifikante Veränderung auf, der Verlauf hingegen differiert deutlich. Zum Zeitpunkt des initialen Auftreffpunktes fällt die obere Nackenscherkraft für einen kurzen Zeitraum deutlich auf -180 N bei einer Zunahme der Masse von 1 kg ab. Die obere Nackenzugkraft wird mit einer zunehmenden Masse auf der Kopfstütze geringer. Bei einer Massenzunahme von 1 kg reduziert sich die obere Nackenzugkraft um 70 N auf 250 N. Das obere Nackenmoment bleibt ebenfalls unverändert bis zum ersten Kontakt des Kopfes mit der Kopfstütze. (Siehe Abbildung 59)

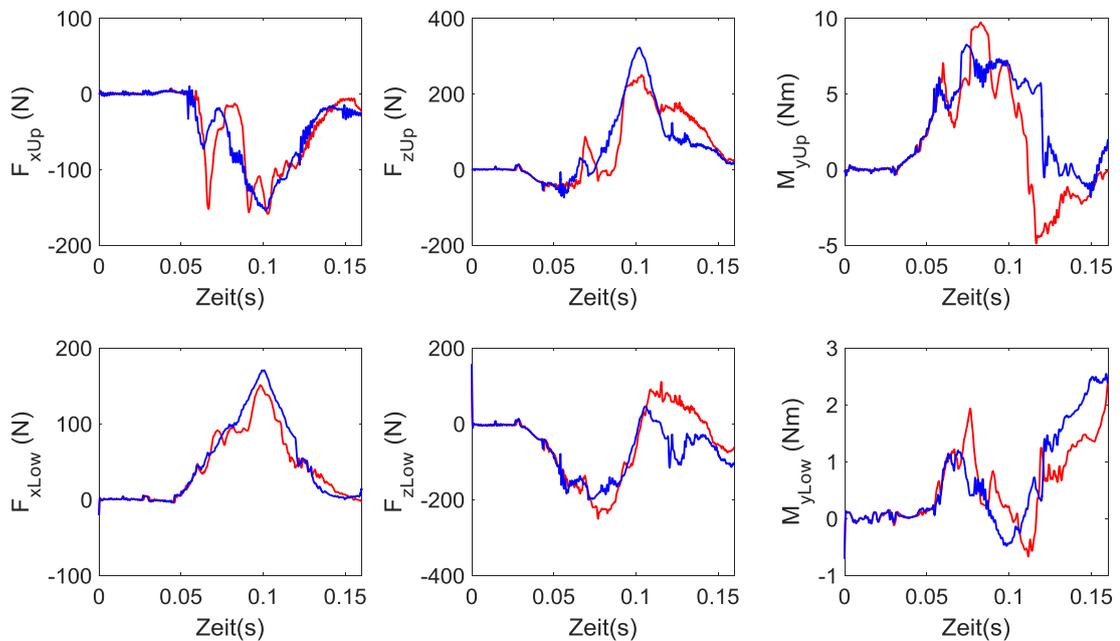


Abbildung 59 Vergleich der Nackenscherkräfte, -zugkräfte und -momente (Modifizierung: KST +1 kg)

Aufgrund des erhöhten Impulses, der an den Kopf über die Kopfstütze weitergegeben wird, wird die Kopfrotation durch den Anprall deutlicher unterbrochen. Da die Kopfstütze durch den Impuls mit dem Kopf stärker abprallt, verzögert sich der Umkehrpunkt der Kopfstützenbewegung um 5 ms bei einer Massenzunahme von 1 kg an der Kopfstütze. Der maximale erreichte SPUL Wert des Kopfes reduziert sich ausgehend vom Kopf bis einschließlich dem T1x Sensor. Ab dem T8 Sensor bis zur Pelvis ist der SPUL Wert unverändert.

### **Einfluss der Masse an der Rückenlehne**

In dieser Variante wurde der Einfluss durch eine zusätzliche 2 kg Masse, die an der oberen Rückenlehne verteilt wurde, untersucht. Aufgrund der erhöhten Trägheit der Lehne setzt sich die Kopfstütze um 6 mm weiter zurück. Das höhere Setzverhalten entsteht aus dem Setzen des Spiels in den Gelenken und der erhöhten linear - elastischen Deformation der Metallstruktur von der Sitzschiene bis zur Lehne.

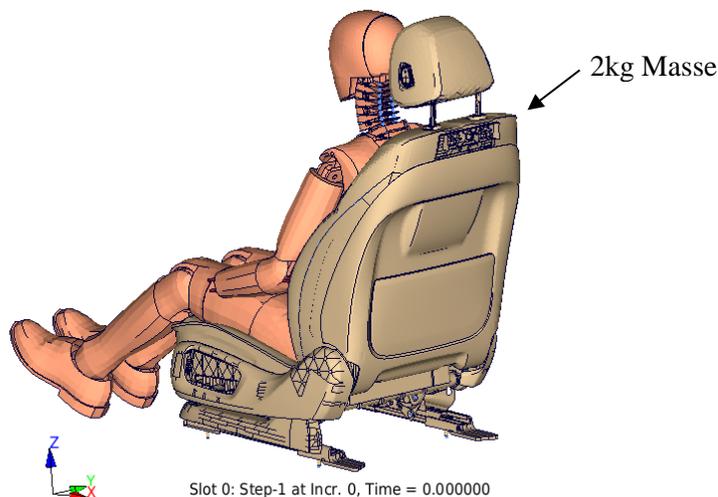


Abbildung 60 Verteilung der Masse an der Rückenlehne

Die Beschleunigung der Lehne ist durch das um 5 mm größere Setzverhalten höher ausgeprägt und um 5 ms zur Kopfkontaktzeit von  $t = 65$  ms verzögert. Dadurch steigt die T1x Beschleunigung zum Anprall deutlicher an und fällt anschließend weiter ab. Zum Umkehrpunkt nimmt die T1x Beschleunigung den gleichen Wert, verglichen zur Referenzbeschleunigung, wieder auf. Dieses Verhalten ist bis einschließlich dem L1 Sensor mit einer deutlich abgeschwächten Ausprägung zu beobachten. Die initiale Kopfbeschleunigung wird um 3 ms verzögert, der anschließende Anstieg der Beschleunigung ist um 5 ms bis 8 ms verzögert. Aufgrund dieser zeitlichen Verzögerung nach dem ersten Anprall und dem stärkeren Anstieg der T1x Beschleunigung steigt der NIC um  $4 \text{ m}^2/\text{s}^2$  auf  $17 \text{ m}^2/\text{s}^2$  an. (Siehe Abbildung 61)

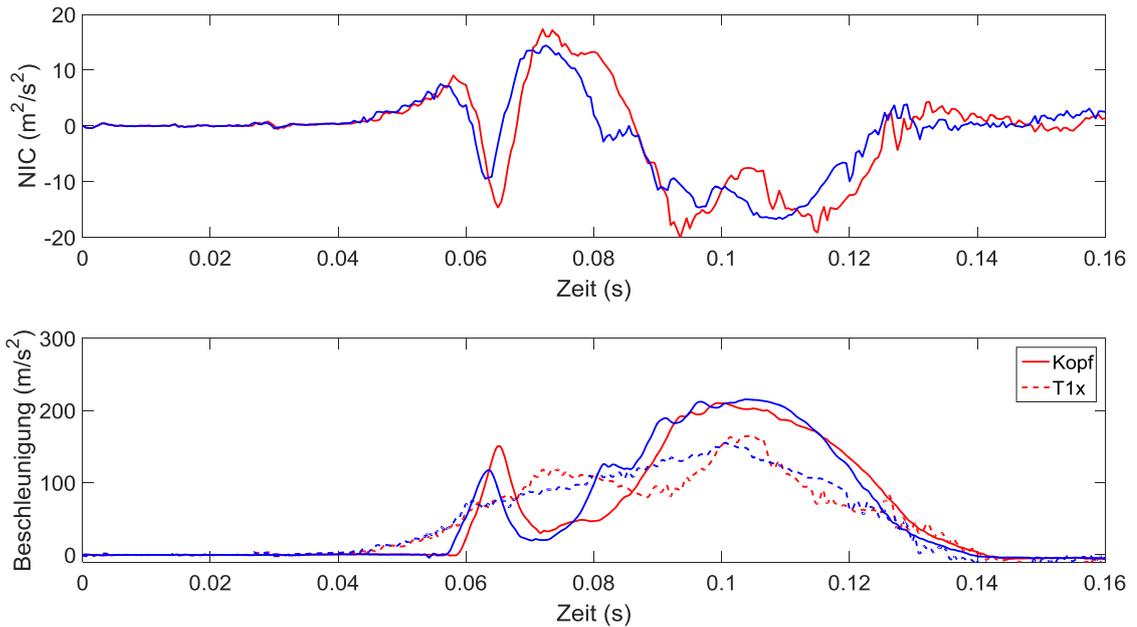


Abbildung 61 Oben: NIC Bewertung; Unten: Vergleich der Beschleunigung in x von Kopf und T1 (blau: Ref; rot: RLOB 2kg)

Die obere Nackenscherkraft zeigt einen verzögerten Verlauf zum Referenzverlauf auf. Die obere Nackenscherkraft fällt anschließend um 18 N mit einer Verzögerung von 5 ms ab. Die obere Nackenzugkraft steigt um 30 N an. Das obere Nackenmoment erfährt durch den ausgeprägten Anprall einen Anstieg des maximalen Nackenmoments von 1,3 Nm. Das Flexion/Posterior Kriterium des  $N_{kmS}$  zeigt keine deutliche Veränderung der Bewertung.

### Einfluss des Materials der Sitzstruktur

In diesem Abschnitt ist der Einfluss der in Abbildung 62 gezeigten Strukturbauteile Lehnenkopf, Lehnenseitenholm, Recliner, Sitzseitenholm, Sitzhöhenverstellung und Sitzschiene beschrieben.

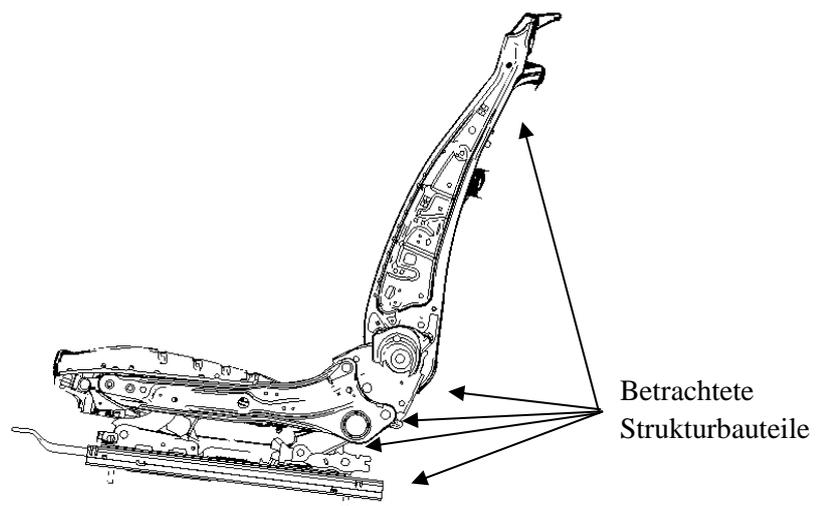


Abbildung 62 Darstellung der ausgewählten Sitzstruktur für die Versteifung der Rückenlehne

In einem ersten Schritt wurde das Material HC420LA mit einem höherfesten Dualphasenstahl ersetzt. Parallel wurde die Materialstärke der Bauteile um 0,5 mm erhöht. Mit der Verwendung eines höherfesten Stahls ist keine Auswirkung auf das Verhalten des BioRID II oder des Sitzes erkennbar. Das Setzverhalten vor dem Anprall des Kopfes an die Kopfstütze und das Verhalten des Sitzes zum Umkehrpunkt verläuft identisch. Die Rückverlagerung der Lehne zeigte auch zum Umkehrpunkt keinen signifikanten Einfluss auf das Verhalten während der Rückverlagerung auf (siehe Abbildung 63). Ein Unterschied in der plastischen Verformung konnte nicht festgestellt werden. Die Bewegung findet primär im linear-elastischen Bereich statt.

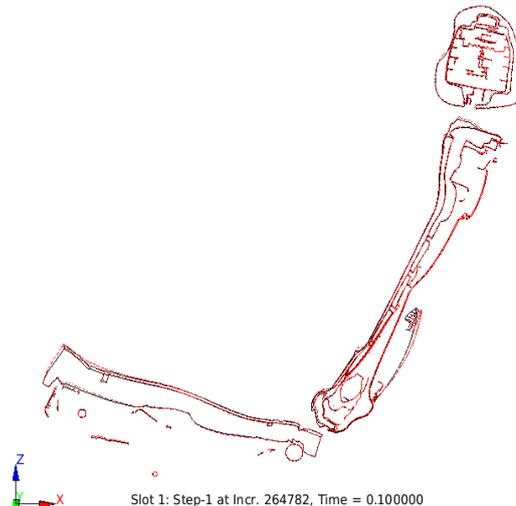


Abbildung 63 Verhalten des Sitzes mit höherfestem Stahl zum Umkehrpunkt (blau: Ref; rot: höherfester Stahl)

Durch eine erhöhte Materialwandstärke von 0,5 mm der in Abbildung 62 dargestellten Bauteile ist ein geringer Einfluss festzustellen. Zur Kopfkontaktzeit ist kein Unterschied in der Rückverlagerung der Lehne festzustellen. Zum Umkehrpunkt der Kopfstütze ist eine Differenz in der Rückverlagerung von 2 mm zu erkennen (siehe Abbildung 64).

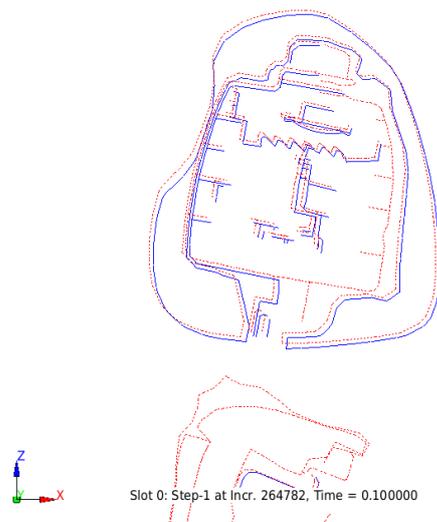


Abbildung 64 Rückverlagerung der KST zum Umkehrpunkt  $t=100$  ms (blau: Ref; rot: höherfester Stahl)

Eine deutliche Auswirkung auf die Kinematik des BioRID II ist nicht zu erkennen. Die obere Nackenscherkraft reduziert sich um 20 N auf -180 N, während die obere Nackenzugkraft keine Veränderungen aufweist. Die Rotation des BioRID II Kopfes erhöht sich geringfügig um knapp 1°.

### **Einfluss der Kopfstützenstangen**

Die Materialwandstärke der Kopfstützenstange wurde von 1,5 mm auf 2,5 mm erhöht. Dadurch wurde der Einfluss auf das Nackenmoment untersucht. Der äußere Durchmesser der Kopfstützenstangen wurde durch die Maßnahme nicht erhöht.

Der Zeitpunkt des ersten Kopfkontakts ist unverändert. Der Beschleunigungsverlauf vom Pelvis bis zum Kopf ist identisch mit einem leicht stärkeren Abprallen der T1x Beschleunigung zum Zeitpunkt bei 80 ms. Dies hat jedoch auf das NIC Kriterium keinen Einfluss. Die Kopfbeschleunigung zeigt einen konstanteren Anstieg bis zum Zeitpunkt der maximalen Beschleunigung. Das Abprallen ist daher weniger stark ausgeprägt.

Zum Umkehrpunkt ist die Kopfstützenrückverlagerung um 7 mm weniger weit zurück verlagert. (Siehe Abbildung 65).

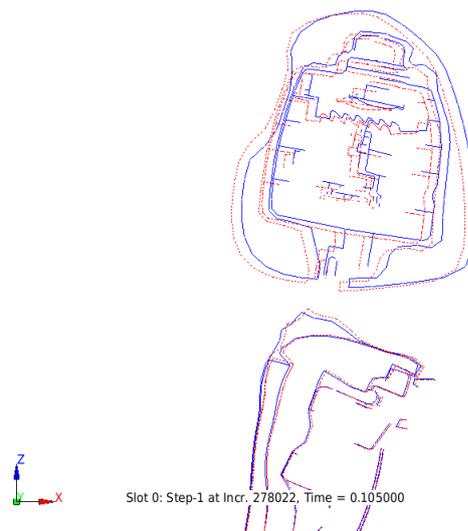


Abbildung 65 Einfluss der Kopfstützenstangen zum Umkehrpunkt (blau: Ref; rot:  $\varnothing_{KST} + 1$  mm)

Mit Zunahme der Wandstärke der Kopfstützenstangen hat sich die obere Nackenscherkraft um -50 N auf -200 N reduziert. Die obere Nackenzugkraft hat sich hingegen nur geringfügig von 320 N auf 280 N reduziert (siehe Abbildung 66).

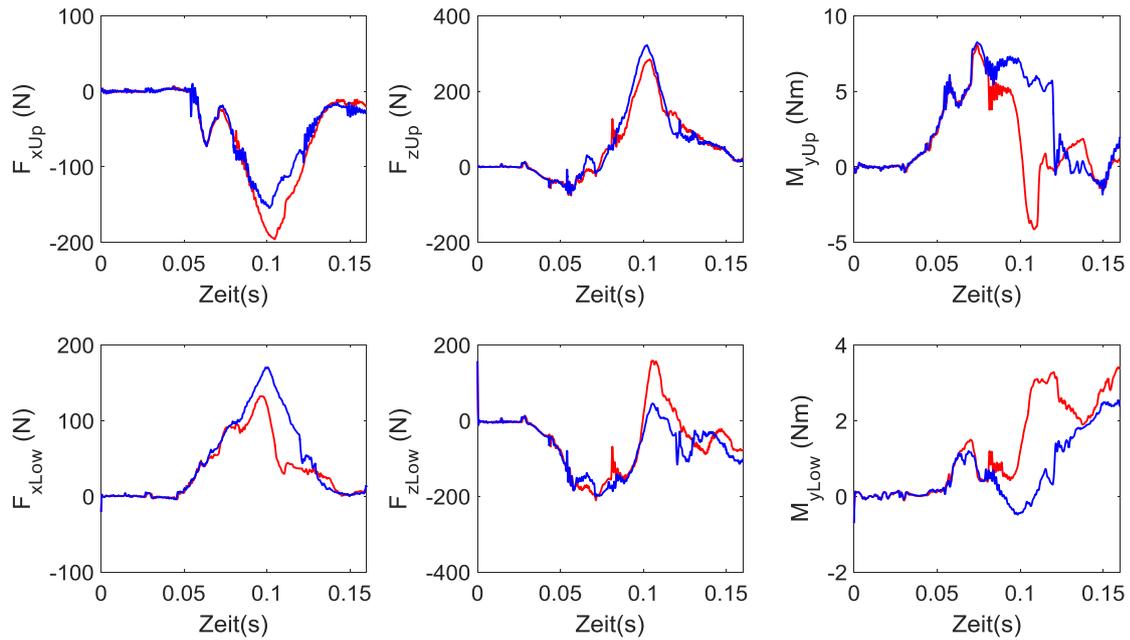


Abbildung 66 Vergleich der Nackenscherkräfte, -zugkräfte und -momente (blau: Ref.; rot:  $\emptyset_{KST} +1$  mm)

### Einfluss der Schaumdicke auf der Kopfstütze

Der Einfluss der Schaumdicke auf der Kopfstütze wurde untersucht, indem ein zusätzlicher Schaum von 10 mm auf die Vorderseite der Kopfstütze angebracht wurde (siehe Abbildung 67). Dadurch wurde ebenfalls der gemessene Kopfabstand um 10 mm verringert, da die Position des BioRID II nicht angepasst wurde.

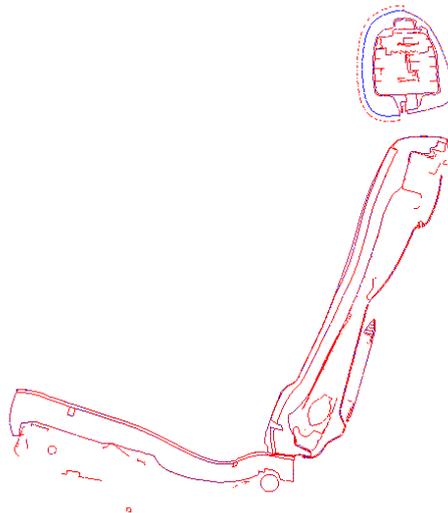


Abbildung 67 Schaumdicke +10 mm auf der Kopfstütze (blau: Ref.; rot:  $SD_{KST} +10$  mm)

Durch die erhöhte Schaumdicke wird der Anprall der Kopfstütze beeinflusst. Die Kopfkontaktzeit wird um 3 ms reduziert, während die Beschleunigung des initialen Anpralls um 4 g auf 8,3 g bei einem Zeitpunkt  $t = 61$  ms reduziert wird. Anschließend fällt die Beschleunigung um 5 g ab, während die Kopfbeschleunigung des Referenzversuchs um 9,6 g

abfällt. Aufgrund des gedämpften Anpralls verbessert sich das NIC Verletzungskriterium um  $2 \text{ m}^2/\text{s}^2$ . (Siehe Abbildung 68)

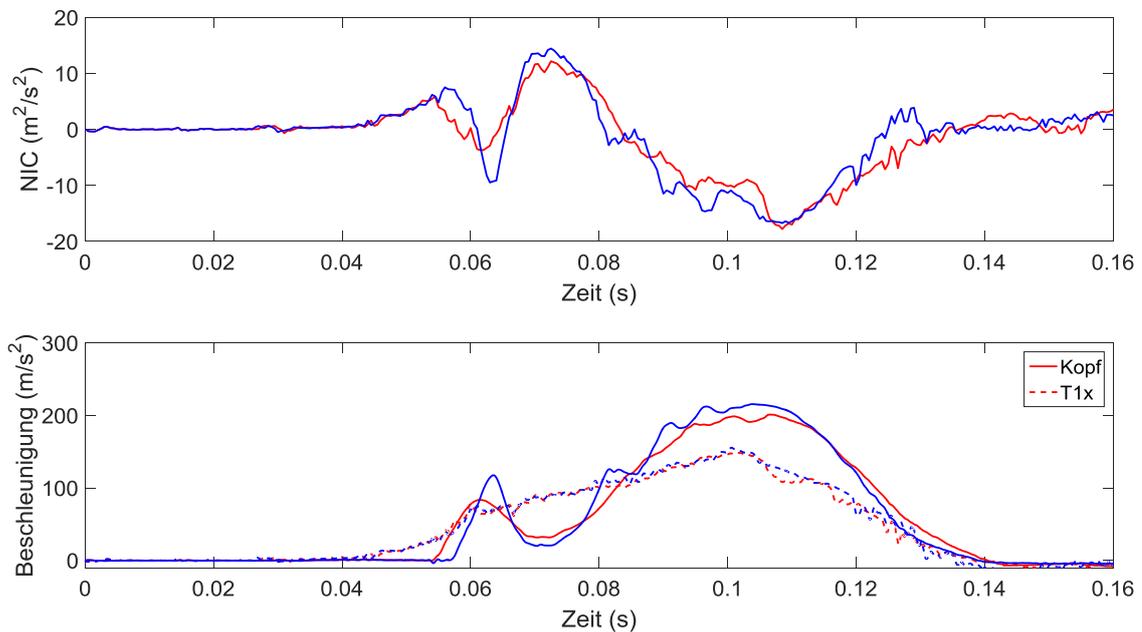


Abbildung 68 Oben: NIC Bewertung; Unten: Vergleich der Beschleunigung in x von Kopf und T1 (blau: Ref.; rot:  $SD_{KST} + 10 \text{ mm}$ )

Zum Umkehrpunkt ist die Position des Sitzes unverändert (siehe Abbildung 69). Die obere Nackenscherkkraft zeigt keine Veränderung auf. Die obere Nackenzugkraft wird um  $40 \text{ N}$  reduziert, während sich die untere Nackenzugkraft um  $75 \text{ N}$  auf  $125 \text{ N}$  erhöht. Das Nackenmoment hingegen fällt zum Zeitpunkt des Umkehrpunktes stärker ab.

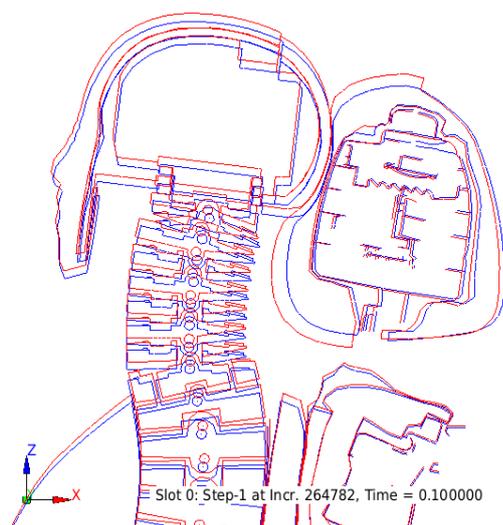


Abbildung 69 Verhalten des Sitzes zum Umkehrpunkt (blau: Ref.; rot:  $SD_{KST} + 10 \text{ mm}$ )

### **Einfluss des H-Punkts und der Schaumdicke der Lehne**

Der Einfluss der Schaumdicke der Lehne und der Kopfstütze wurde in Verbindung mit der Positionierung des BioRID II untersucht. Bedingt durch eine höhere Schaumdicke musste die

Position des BioRID II zwangsläufig angepasst werden. In der betrachteten Variante wurde der BioRID II um 15 mm in x-Richtung weiter von dem Rückenlehndrehpunkt entfernt positioniert, ohne die in Abbildung 70 dargestellt Position in z-Richtung zu ändern.

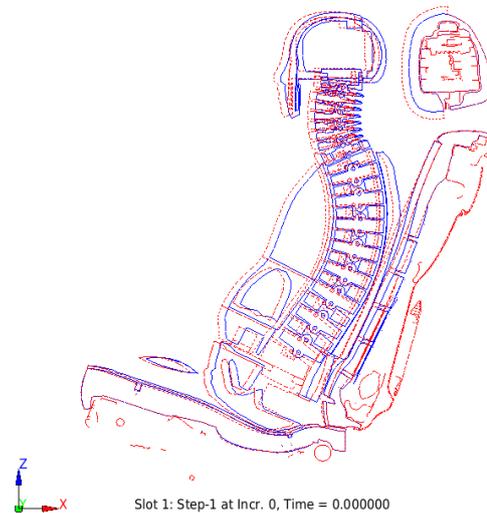


Abbildung 70 Initiale Sitzposition (blau: Ref.; rot: SD+15 mm)

Das initiale Setzverhalten des Sitzes wurde durch die erhöhte Schaumdicke nicht beeinflusst. Der Zeitpunkt des Kopfkontakts mit der Kopfstütze ist aufgrund der erhöhten Schaumdicke um 2 ms früher. Der erste Anprall verläuft um 5 g geringer. Nach dem Anprall ist der Verlauf der Beschleunigung um etwa 8 ms verzögert. Die maximale T1x Beschleunigung ist unverändert, jedoch verläuft die T1x Beschleunigung ab einem Zeitpunkt von  $t = 80$  ms geringer und steigt mit der Kopfbeschleunigung parallel an. Dadurch ist das NIC Kriterium trotz der späteren zweiten Kopfbeschleunigung geringer ausgeprägt.

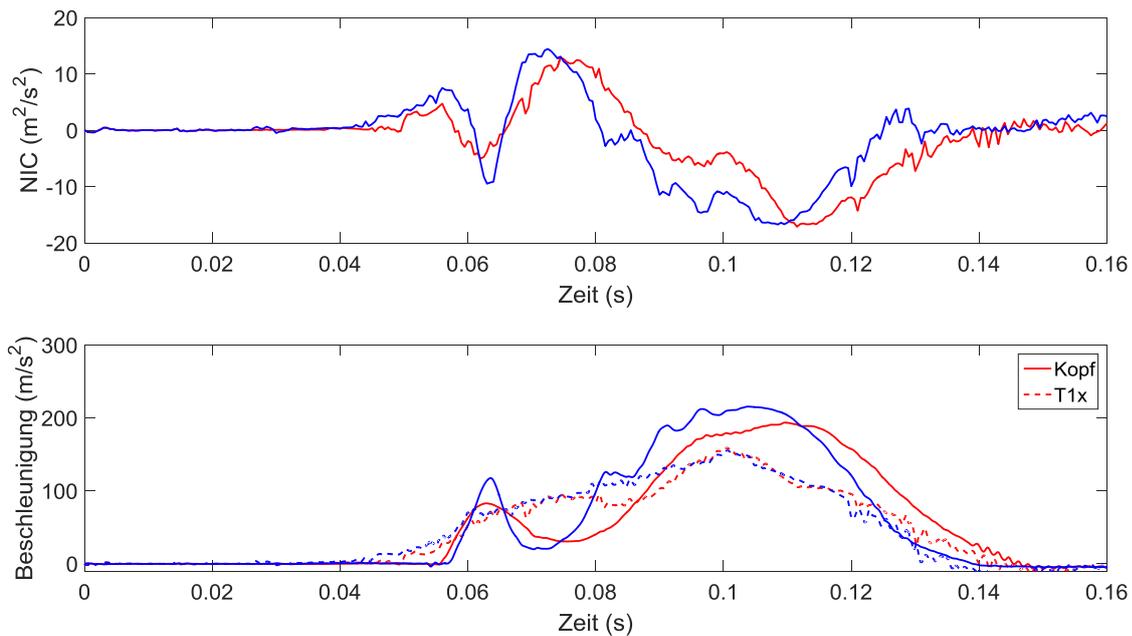


Abbildung 71 Oben: NIC Bewertung; Unten: Vergleich der Beschleunigung in x von Kopf und

T1 (blau: Ref.; rot: SD +15 mm)

Der Beschleunigungssignale des BioRID II verzögern sich zunehmend durch die Änderung vom Pelvis zum Kopf hin. Die initiierten Rotationen der Körperelemente verzögern sich hingegen zunehmend zum Kopf hin, sind in der Größe jedoch vergleichbar.

Die Bewegung des Sitzes ist ebenfalls um die gleiche Zeit verzögert. Die Verzögerung nimmt zur Kopfstütze hin zu. In Abbildung 72 ist eine solche Verzögerung ebenfalls zu erkennen. Die maximalen Werte ändern sich nur gering. Die obere Nackenscherkraft erhöht sich leicht um 10 N auf -145 N. Die obere Nackenzugkraft reduziert sich leicht um 50 N auf -275 N. Der maximal erreichte SPUL Wert reduziert sich bei allen Sensoren zunehmend hin zum Kopfsensor.

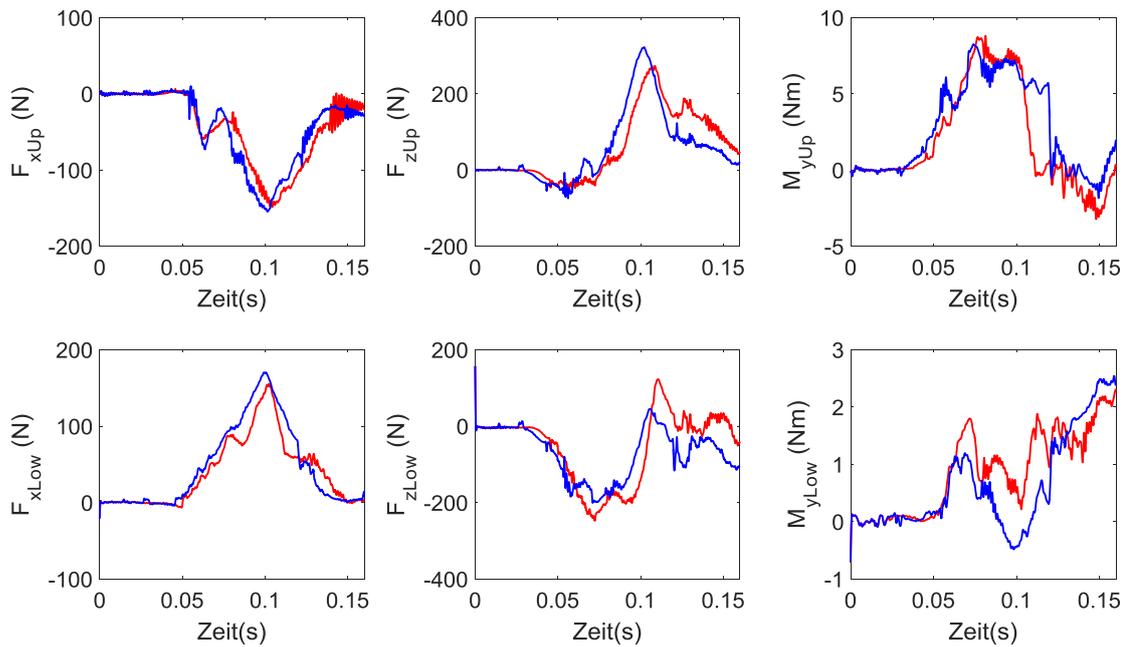


Abbildung 72 Vergleich der Nackenscherkräfte, -zugkräfte und -momente (blau: Ref.; rot: SD +15 mm)



## 6 Diskussion

Die steigende Anzahl an Anforderungen aus den verschiedensten Bereichen prägt heutzutage die Entwicklung eines Automobilsitzes. Dabei muss nicht nur den Wünschen der Kunden in Bezug auf die Funktionalität des Sitzes nachgekommen werden, sondern auch die mitunter strengen Kosten- und Gewichtsvorgaben innerhalb eines Automobilherstellers bedingen den Entwicklungsprozess in hohem Maße. Vor dem Hintergrund der stetig steigenden Komplexität des Gesamtsitzes ist es daher essentiell, in der frühen Phase der Sitzentwicklung die Auswirkung einer Änderung eines Sitzdesignparameters auf die Kinematik eines Insassen während eines Heckaufpralls im niedrigen Geschwindigkeitsbereich zu kennen. Dadurch kann entweder vermieden werden, dass eine solche Änderung mit einem erhöhten Verletzungsrisiko einhergeht, oder geeignete Gegenmaßnahmen in kurzer Zeit umgesetzt werden können.

Ein in der Literatur oft beschriebener Sitzdesignparameter ist der gemessene Kopfabstand zwischen dem BioRID II und der Kopfstütze [33, 40, 42–44]. Jedoch fehlen bei diesem Sitzdesignparameter wichtige Informationen zu der Auslegung des Gesamtsitzes hinsichtlich einer vorteilhaften Auswirkung auf die Kinematik des Insassen während eines Heckaufpralls. Detailliertere Angaben zum Bezug, Kaschierung, Schaumdicke, Schaumhärte, Spiel in und zwischen den Komponenten während eines Heckaufpralls und weitere relevante Kriterien werden damit nicht berücksichtigt. Der Kopfabstand wird in einer statischen Umgebung gemessen, somit kann sich die Position einer Kopfstütze und der daraus resultierenden Kopfkontaktzeit zweier Sitze, mit einem identischen gemessenen Kopfabstand, zum Zeitpunkt des initialen Kontakts des Kopfes mit der Kopfstütze wesentlich unterscheiden. Die Position des Kopfes relativ zur Kopfstütze setzt sich aus dem gemessenen Kopfabstand vor der dynamischen Bewegung und der dynamischen Rückverlagerung der Kopfstütze, die unter anderem durch die Massenträgheit bedingt ist, zusammen. Es ist daher auch notwendig, die Kinematik des Sitzes objektiv und detailliert zu beschreiben, sodass die Einflüsse bestimmter Sitzdesignparameter auf die Kinematik des Insassen der ersten Sitzreihe während eines Heckaufpralls identifiziert und gegebenenfalls auf bestimmte Einzelkomponenten oder nur deren Form zurück geführt werden kann.

Generell beschreibt Kleinberger et al. in [29], dass die Kinematik des Insassen bei einem Heckaufprall im niedrigen Geschwindigkeitsbereich ganzheitlich betrachtet werden muss. Davon ausgehend ist die Betrachtung der Sitzdesignparameter von der Sitzschiene bis zur Kopfstütze im Fokus dieser Arbeit. Eine Änderung eines Parameters verändert das Gesamtsystem, da beispielsweise eine Änderung der Schaumdicke eine geänderte Position des Insassen relativ zum Sitz bedingt.

Die für diese Arbeit gewählten Untersuchungsmethoden der explorativen Datenanalyse berücksichtigen den ganzheitlichen Sitz. Dadurch wurde es möglich den Einfluss einer Komponente oder einer Änderung eines Sitzdesignparameters auf die Kinematik des Insassen während eines Heckaufpralls zu identifizieren.

Mit diesem Ziel wurde eine Datenbank von über 200 unterschiedlichen Sitzen aufgebaut, die sowohl Messwerte aus dem dynamischen Versuch als auch detaillierte Informationen zu dem verwendeten Sitzen umfassen. In 5.1.1 wurde der für die Untersuchungen verwendete Datensatz deskriptiv detailliert dargestellt.

In 5.1.2 ist die Einteilung der validierten Sitze auf 13 unterschiedliche Gruppen aufgeführt. Anhand der aktiven und passiven Segmentierungseigenschaften konnten die identifizierten Gruppierungen in deren Ausprägung und systematischen Einflüsse beschrieben werden. Dadurch wurde es möglich, grundlegende charakteristische Sitzdesignparameter zu definieren, durch welche ein sich wiederholendes kinematisches Eintauchverhalten des BioRID II erkennbar ist.

In 5.1.3 wurden Faktoren gebildet, anhand derer die relative Korrelation der Ausprägung zueinander identifiziert wurde. Dadurch konnte der Einfluss auf die Kinematik des BioRID II in einer frühen Konzeptphase vorhergesagt werden. Um Scheinkorrelationen auszuschließen, wurden die Aussagen, die durch die Faktoren Analyse ermittelt wurden, mittels einer Kausalitätsuntersuchung bestätigt.

Damit die Kausalitätsuntersuchung ermöglicht wurde, mussten die folgenden drei Schritte durchgeführt werden: Zuerst musste die Kinematik des Sitzes und des BioRID II objektiviert und beschrieben werden. Danach konnte die Simulation auf Basis des objektivierten Versuchs validiert werden. Zuletzt wurden die definierten Maßnahmen im Sitz untersucht, anhand derer die Kausalität einer Änderung eines Sitzdesignmerkmals beschrieben und diskutiert wurde.

## 6.1 Ermittelte Zusammenhänge der explorativen Datenanalyse

In den Abschnitten 6.1.1 bis 6.1.3 wird die Erhebung des Datensatzes, einschließlich der Bildung der identifizierten Gruppierungen und Faktoren, diskutiert. Zuerst soll durch eine Analyse der Ausprägungen überprüft werden, ob der innerhalb dieser Arbeit erhobene Datensatz eine repräsentative Übersicht der Sitzmodelle auf dem Markt darstellt. Anschließend wird auf die Ergebnisse der Cluster- und Faktorenanalyse näher eingegangen, um charakterisierende Eigenschaften hervorzuheben.

### 6.1.1 Erfasste Grundgesamtheit

Der innerhalb dieser Arbeit erstellte Datensatz umfasst ausschließlich die von Euro NCAP von 2009 bis 2018 getesteten Sitzmodelle. Die Auswahl der Fahrzeugmodelle, Sitztypen und Ausstattung wurde von Euro NCAP durchgeführt. Der Datensatz umfasst daher nicht alle zugelassenen Sitze und Ausstattungen, die auf dem Markt verfügbar sind. Generell ist jedoch anzunehmen, dass die Sitzmodelle zufällig ausgewählt wurden und eine geeignete Stichprobenmenge der auf dem Markt befindlichen Sitztypen darstellt. Die geometrischen Abmessungen der getesteten Sitze wurden von 2015 bis 2018 aufgenommen, mit Ausnahme der im März 2016 ausgestellten Sitze, da diese Veranstaltung kurzfristig abgesagt wurde. Die für die Bewertung des Verletzungsrisikos nach Euro NCAP verwendeten maximalen Messwerte wurden von 2009 bis 2018 veröffentlicht.

Zusätzliche Messwerte, die durch den BioRID II gemessen werden können, wurden anfangs vereinzelt und in den späteren Jahren regelmäßig veröffentlicht. Damit ein möglichst großer Datensatz ausgewertet werden konnte, wurde die Anzahl der Messwerte für die meisten Untersuchungen auf die Messwerte des oberen und unteren Nackenbereichs reduziert. Messwerte zu den Beschleunigungssensoren des T8, L1 und Pelvis wurde erst in den letzten Jahren mit veröffentlicht.

Die Vermessung der Sitze beinhaltet eine Messtoleranz von etwa  $\pm 5$  mm, da die Sitze erst nach dem Versuch gemessen werden konnten. Die Struktur und die Komponenten konnten daher Verformungen nach dem Heckaufprall mit niedriger Geschwindigkeit und Abweichungen zur ursprünglichen Konstruktionslage aufweisen. Alle Sitze wurden in der Ausstellungshalle von Euro NCAP in Brüssel vermessen. Da für diese Messungen stets die gleiche Verfahrensweise in der Methodik angewandt wurde und dieselben Messmittel eingesetzt wurden, können trotz der möglich aufgetretenen Abweichungen in der Messgenauigkeit diese als ausreichend genau angesehen und für die Untersuchungen herangezogen werden.

Die erfassten Variablen sind auf die vor Ort durchgeführten Messungen limitiert. Informationen zur Position und Lage des R- oder des H-Punktes waren nicht verfügbar. Weitere sitzspezifische technische Parameter, wie Eigenfrequenz des Sitzes, Steifigkeit, Gewicht, Bezugsspannung, Spielmessung und weitere möglicherweise relevante Variablen, konnten im Rahmen des „Manufacturer Viewing“ nicht ermittelt werden.

In Abbildung 27 ist die Verteilung der erzielten Gesamtpunktzahl dargestellt. Die Verteilung der Bewertungen ist über das 1. bis 4. Quartil gleichmäßig verteilt. Ausreißer nach oben sind jedoch nur vereinzelt zu sehen, während sich bis zu 10 Ausreißer nach unten verteilen. Diese letztgenannten Ausreißer stellen Einzelfälle dar, bei denen unter anderem der Sitz kollabiert, wie es nach der Betrachtung des Videos offensichtlich wurde. Dabei schiebt sich der BioRID II über den Sitz, wodurch die Schutzwirkung des Sitzes für den 50-Perzentil-Mann, der durch den BioRID II repräsentiert wird, nicht mehr gewährleistet werden kann. Somit wirkt eine anormale Lastverteilung auf den BioRID II, die zu einer besonders nachteilhaften Bewertung der Verletzungswahrscheinlichkeit führt.

Anhand der Abbildung 28 bis Abbildung 38 sind die verwendeten Parameter zur Bewertung des Verletzungsrisikos in Abhängigkeit des Prüfpulses LSP, MSP und HSP dargestellt. Die Kopfkontaktzeit nimmt mit zunehmender Aufprallgeschwindigkeit ab. Die Ausreißer bewegen sich jedoch auf einem konstanten Niveau. Eine mögliche Erklärung dafür ist, dass die Lehnen der Ausreißer unabhängig des Pulsverlaufs stark nachgeben, bis das mögliche Spiel in den Gelenken der Mechanik oder ausgelösten Deformationselementen der Sitze durch die Massenträgheit ausgereizt ist. Für nicht kollabierende Sitze nimmt die Kopfkontaktzeit mit einer höheren simulierten Aufprallgeschwindigkeit ab, da der Sitz schneller beschleunigt und somit die Kopfstütze mit einer höheren Geschwindigkeit an den Kopf des BioRID II herangeführt wird.

In Abbildung 29 ist der durchschnittliche NIC Wert für den MSP höher als die Durchschnittswerte für den LSP und HSP. Dies ist unter anderem auf den Verlauf des Dreieckpulses zurück zu führen [42, 68, 69]. Bei einem Dreieckpuls ist die initiale Beschleunigung des Schlittens bis zum Kopfkontaktzeitpunkt höher. Dadurch kann in einer kürzeren Zeit eine höhere Anprallgeschwindigkeit des Kopfes an der Kopfstütze im Vergleich zum LSP und HSP erreicht werden.

Der  $N_{km}$  ist für den MSP relativ gering. Dies ergibt sich aus dem oberen Nackenextensionsmoments, der in dem Datensatz für den MSP ebenfalls gering ist, während die obere Nackenscherkraft des MSP vergleichbar zur oberen Nackenscherkraft des LSP und HSP ausgeprägt ist. Daher ist anzunehmen, dass das obere Nackenextensionsmoment meist für die geringere  $N_{km}$  Bewertung relevant ist. Das obere Nackenflexionsmoment ist hingegen deutlich höher für den MSP. Generell sind die Verletzungskriterien mit Ausnahme des  $N_{km}$  für den MSP

am kritischsten zu bewerten. Der  $N_{km}$  ist für den HSP am höchsten. Dies ist auf die erhöhte Extensionsbewegung und einem ausgeprägten Verlauf der oberen Nackenschwerkraft zurückzuführen.

Im unteren Nackenbereich weicht die Verteilung der Scher- und Zugkraft als auch das Moment im oberen Nackenbereich ab. Die untere Nackenschwerkraft zeigt einen deutlichen Anstieg und ist im Durchschnitt höher als die Scherkräfte des LSP und HSP im unteren Nackenbereich.

In Abbildung 39 bis Abbildung 44 sind die metrisch skalierten Sitzdesignparameter dargestellt. Die Grafik des Kopfabstands und der Kopfstützenhöhe zeigt einen gleichmäßig verteilten Datensatz mit einzelnen Ausreißern im gemessenen Kopfabstand von bis zu 70 mm. Anhand der grafischen Darstellung der Lehnenbreite ist zu erkennen, dass die Lehne im oberen Bereich generell schmaler wird, jedoch mit einer erhöhten Streuung, während die Lehnen im unteren und mittleren Bereich vergleichbar breit verteilt sind. Im mittleren Bereich ist jedoch eine höhere Schwankungsbreite, als im unteren Bereich der Lehne zu erkennen. Daraus wird ersichtlich, dass im oberen Bereich der Lehne ab der Lehnenmitte eine Differenzierung zwischen den Sitzen vorhanden ist.

Sowohl die Lehnenhöhe als auch der Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger ist normal verteilt. Der Wert des Abstands in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger sind leicht linksschief verteilt.

Die Schaumdicke ist im unteren und mittleren Bereich im Durchschnitt gleich dick. Erst im oberen Bereich der Lehne ist eine deutliche Zunahme der Schaumdicke zu erkennen, jedoch ist die Schwankung in diesem Bereich deutlich höher. Dies ist in Kombination mit dem Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger zu betrachten, da hier der Übergang zur Kopfstütze gegeben ist, durch welchen sich der Komfort beeinflussen lässt. Anhand der Kopfstützenschaumdicke ist zu erkennen, dass die unterste Schaumdicke bei knapp über 20 mm liegt. Eine höhere Schaumdicke verringert jedoch den gemessenen Kopfabstand. Dies wird in den meisten Sitzmodellen berücksichtigt, wodurch eine stark rechtsschiefe Verteilung zu erkennen ist, damit ein möglichst hoher Kopfabstand gewährleistet werden kann.

### 6.1.2 Gruppierungen von Sitztypen

Die aktiven Segmentierungseigenschaften umfassen ausschließlich die maximalen Bewertungskriterien des oberen und unteren Nackenbereichs. Weitere Kriterien, z.B. die Beschleunigungswerte in x und z von Pelvis bis zum Kopf, wurden nicht mit einbezogen. Die vorhandenen Messdaten beziehen sich auf die in den letzten Jahren veröffentlichten Sitze. Daher wurden die aktiven Segmentierungseigenschaften auf die Bewertungskriterien nach Euro NCAP beschränkt. Dadurch wurden zum einen alle verfügbaren Daten in die Untersuchung mit einbezogen. Zum anderen konnte eine Einteilung in Gruppen anhand der dynamischen Bewertungskriterien des BioRID II durchgeführt werden.

Ausreißer, die durch das hierarchisch agglomerative Clusterverfahren Nächstgelegener-Nachbar identifiziert wurden, sind in Tabelle 12 aufgelistet. Die aktiven Segmentierungseigenschaften der identifizierten Ausreißer zeigen deutliche Unterschiede zur Grundgesamtheit und wurden daher für die weiteren Untersuchungen ausgeschlossen. Die deutliche Abweichung ergibt sich in den meisten Fällen aus einer unkontrollierten Bewegung des Sitzes. In diesen Fällen wurde meist eine starke Bewegung des Rückenlehnenrehnpunkts nach unten beobachtet. Daraus folgt ein Abtauchen der Kopfstütze, wodurch der Kopf des BioRID II nicht ausreichend von der

Kopfstütze unterstützt werden kann und somit in einer Extensionsbewegung über die Kopfstütze rollt. Daher wurden Sitze, die eine deutliche Abweichung der Bewertungskriterien zur Grundgesamtheit aufwiesen, ausgeschlossen.

Die Anzahl der Gruppierungen wurde auf 13 festgelegt. Anhand der Abbildung 45 ist zu erkennen, dass das Elbow-Kriterium eine Gruppenanzahl zwischen etwa zehn und 20 Gruppen empfiehlt. Der Test von Mojena empfiehlt bei einem Schwellenwert von 2,75 eine Gruppengröße von 13 Gruppierungen. Nach einer subjektiven Überprüfung des Dendogramms wurde die Gruppenanzahl von 13 bestätigt und übernommen. Eine größere Gruppenanzahl würde die Anzahl der vorhandenen Sitze je Gruppe stark reduzieren. Dadurch wäre es nur noch bedingt möglich, die einzelnen Gruppierungen zu beschreiben.

Nicht bewertet sind die Gruppen 2, 9 und 12, da die Streuung der Werte in diesen Gruppen deutlich über der Streuung der Grundgesamtheit liegt. Eine Interpretation ist somit nur teilweise zutreffend und wurde daher nicht betrachtet. Mit einem größeren und detaillierteren Datensatz wäre es möglich, Gruppen neu zu definieren und dadurch die Sitze der Gruppen 2, 9 und 12 in den neu gebildeten Gruppen einzubeziehen und die Streuung der Variablen dadurch zu reduzieren.

Im folgenden Abschnitt sind die aktiven und die passiven Ausprägungen der einzelnen Gruppen relativ zur Grundgesamtheit und zueinander diskutiert.

**Gruppe 1:** Der Kopfabstand dieser Gruppe ist im Vergleich zur Grundgesamtheit gering und der Abstand in  $x$  zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger deutlich weiter. Dadurch lässt sich eine Aussage dahingehend treffen, dass der Kopf weniger Weg zur Verfügung hat, wodurch sich eine geringere relative Geschwindigkeit zur Kopfstütze ergibt, ohne dass die Kopfstütze eine hohe Kopfstützenschaumdicke aufweist. Durch die hohe Lehnenbreite und Lehnenhöhe ist ein vorteilhafteres Eintauchen des Torsos gegeben und unterstützt daher aufgrund des späteren Kontakts des Torsos mit der Lehne die kürzere Kopfkontaktzeit, die über alle drei Pulsen zu erkennen ist. Der geringe NIC Wert ist aufgrund des geringen Impulses des Kopfes an der Kopfstütze zustande kommt. Welcher wiederum durch die geringe Kopfkontaktzeit und der daraus resultierenden geringeren zur Verfügung stehenden Zeit Geschwindigkeit aufzunehmen zustande gekommen. Die T1x Beschleunigung fällt ebenfalls relativ gering aus, da die Rückenlehnenrotation im Vergleich zur Grundgesamtheit durchschnittlich ausfällt. Das obere Nackenextensionsmoment ist aufgrund des hohen Abstands in  $x$  zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger von 77mm stark ausgeprägt. Die obere Nackenscherkraft ist durch den hohen Abstand ebenfalls erhöht. Die in dieser Gruppe enthaltenen Sitze stammen zum größten Teil aus dem asiatischen Raum.

Diese Lehnen werden meist mit einer Rohrrahmenkonstruktion gefertigt [50]. Im oberen Bereich der Lehne weisen diese Lehnen eine relativ hohe Steifigkeit auf und differenzieren sich durch ein geringes Gewicht, da meist keine weiteren Bauteile neben Stangen, Schaum und Bezug verbaut sind. Der Auftreffpunkt des BioRID II Kopfes im Bereich der Kopfstütze, die meist ebenfalls aus einer Rohrkonstruktion besteht, ist jedoch stark vom Auftreffpunkt abhängig. Ein Abweichen des H-Punktes oder des verwendeten Perzentils des ATD führt zu Abweichungen in der Position des Kopfes zur Rohrkonstruktion der Kopfstütze. Durch einen geringfügig anderen Auftreffpunkt entstehen somit abweichende Messergebnisse, wodurch wiederum eine hohe Streuung in den Ergebnissen verursacht wird.

**Gruppe 3:** Auffallend ist der geringe durchschnittliche maximale T1x Beschleunigungswert bei einer leicht unterdurchschnittlich ausgeprägten Rückenlehnenrotation, jedoch fällt hierbei der F-Test mit 1,24 hoch aus. Durch die geringe Schaumdicke im unteren und mittleren Bereich, einer höheren Schaumdicke im oberen Bereich und dem geringen Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger kann davon ausgegangen werden, dass der BioRID II relativ nahe an der Sitzstruktur positioniert ist, jedoch mit einer flacheren Lage der Lehnenstruktur. Dadurch ist eine hohe Schwankung des Kopfabstands nachvollziehbar, da für einen solchen Sitz der Kopfabstand stark von der Dicke der Kopfstützenschaumdicke abhängig ist. Aufgrund der Lage des BioRID II relativ zu der Lehne und durch die geringe Lehnenbreite kann davon ausgegangen werden, dass die T1x Beschleunigung vor allem mit einer höheren Aufprallgeschwindigkeit früher ansteigt. Somit wird eine höhere NIC Bewertung im Vergleich zur Grundgesamtheit mit ansteigender Aufprallgeschwindigkeit verursacht. Das Flexions- und Extensionsmoment des oberen Nackens sind beide gering. Das obere Nackenextensionsmoment ist jedoch relativ zum oberen Nackenflexionsmoment aufgrund des sehr geringen Abstands in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger geringer ausgeprägt. Zusammen mit der niedrigen oberen Scherkraft fällt dadurch der  $N_{km}$  ebenfalls gering aus.

**Gruppe 4:** Die T1x Beschleunigung nimmt relativ zur Grundgesamtheit mit ansteigender Aufprallgeschwindigkeit ab. Dies ist auf die Deformationselemente im Lehnenbeschlag im Bereich der Lehnenanschraubpunkte der in dieser Sitzgruppe enthaltenen Sitze zurück zu führen. Die geringe Rotation, die in der Rückenlehnenrotation gemessen wird, ist damit zu erklären, dass die Sitze relativ steif ausgelegt sind und das Deformationselement am unteren Lehnenbeschlag angebracht ist. Somit wird eine leicht geringere Rotation der Lehnen erfasst, da diese Rotation durch eine Winkeländerung zwischen dem Rückenlehnendrehpunkt und der MXT 5-Punkt Markierung im oberen Bereich der Rückenlehne definiert wird und diese Winkeländerung sich durch das Absinken der Lehne nicht in einer Rotation auswirkt. Dies wäre stärker ausgeprägt, wenn das Deformationselement an der oberen Verschraubung des Lehnenbeschlags angebracht wäre. Durch das Abtauchen der Lehne und der relativ hohen und breiten Lehne ist die T1x Beschleunigung gering. In Kombination mit der leichten Kopfstütze ist der NIC im Vergleich zur Grundgesamtheit gering, obwohl der Kopfabstand durchschnittlich hoch ist. Dies ist unter anderem mit der hohen Kopfstützenschaumdicke und Schaumdicke Oben zu erklären, wodurch der Anprall gedämpft wird. Die Sitze sind vergleichbar zu den Sitzen aus Gruppe 3 und sind meist mit einem Rohrdesign ausgestattet. Dadurch ist das Verhalten stark abhängig von der H-Punkt Position und dem Auftreffpunkt des Kopfes auf das Kopfstützenrohr, da keine gerade Anprallfläche vorhanden ist. Die Bewertungen in dieser Gruppe sind mit einer höheren Streuung versehen, da Toleranzen in der Position des H-Punktes von  $\pm 10$  mm und des Torsos von  $\pm 1^\circ$  in einer normalen Serienproduktion üblich sind.

**Gruppe 6:** Die Kopfkontaktzeit ist relativ gering über alle drei Pulse hinweg. Dies ist bedingt durch die Kombination einer geringen Rotation der Lehne und eines geringen Kopfabstands. Jedoch ist trotz des geringen Kopfabstands der NIC Wert relativ hoch. Dies ist zum einen begründet durch die geringe Kopfstützenschaumdicke und zum anderen durch die geringe obere Lehnenbreite und Lehnenhöhe, wodurch das Eintauchen des BioRID II verzögert wird, bzw. die T1x Beschleunigung früher ansteigt. Viele Sitze in dieser Gruppe haben ein Deformationselement an der unteren Verschraubung der Lehne. Dadurch taucht die Lehne beim Abbau der Energie nach unten ab. Die Schaumdicke Unten ist relativ dick, während die obere Schaumdicke tendenziell dünner ausfällt. Aufgrund des Abtauchens der Lehne, während der Torso von der Lehne gehalten wird, erhöht sich die Bewertungen der Nackenzugkraft besonders

für den HSP, da der Kopf relativ zum Torso aufgrund der Massenträgheit verspätet nachzieht. Der hohe Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger verursachen die in dieser Gruppe vorherrschenden Kriterien in einer hohen Scherkraft und Extensionsmoment des oberen Nackens.

**Gruppe 7:** Das NIC Kriterium ist relativ hoch, obwohl der Kopfabstand mit 22 mm leicht unterdurchschnittlich ausgeprägt ist. Durch die geringe Lehnenbreite kann der BioRID II schlechter in den Sitz eintauchen. Durch den Anprall des Torsos mit der Lehne erhöht sich dadurch die Kopfkontaktzeit auf 57 ms für den MSP. Deshalb ist anzunehmen, dass der effektive Kopfabstand größer ausfällt und der Kopf mehr Zeit zum Beschleunigen hat, wodurch eine höhere relative Geschwindigkeit zur Kopfstütze erreicht wird. In Kombination mit einer geringen Kopfstützenschaumdicke, mit einem t-Wert von -0,11, prallt der Kopf von der Kopfstütze stärker ab. Die Schaumdicke im unteren Bereich der Lehne ist hoch, während die obere Schaumdicke gering ist. Dadurch steigt zusätzlich die T1x Beschleunigung früher an und unterstützt somit ein hohes NIC Kriterium. Die Nackenzugkraft im oberen und unteren Nackenbereich sind hoch, da der Kopf dazu tendiert, relativ zum Torso weiter anzusteigen. Durch den geringen Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger sind die oberen Nackenflexionsmomente höher ausgeprägt als die oberen Nackenextensionsmomente. Das  $N_{km}$  Kriterium ist jedoch für MSP hoch, da die Nackenscherkraft für den MSP ebenfalls höher ist als für den LSP und HSP im Vergleich zur Grundgesamtheit.

**Gruppe 8:** Knapp über 50% der enthaltenen Sitze dieser Gruppe stammen aus dem VW Konzern. Diese Gruppe ist daher charakterisiert durch einen hohen durchschnittlichen Kopfabstand von 29 mm relativ zur Grundgesamtheit. Die NIC Werte fallen für den MSP und HSP verglichen mit der Grundgesamtheit mit  $12,7 \text{ m}^2/\text{s}^2$  im Durchschnitt geringer aus. Die Kopfkontaktzeit ist aufgrund des hohen Kopfabstands ebenfalls überdurchschnittlich hoch. Die Kopfstützenschaumdicke und Schaumdicke im oberen Bereich der Lehne sind dicker als die der Grundgesamtheit mit einem t-Wert von 0,24 und 0,09. Dadurch kann der erste Kontakt des Kopfes mit der Kopfstütze gedämpft werden und zusammen mit einer durchschnittlich geringen T1x Beschleunigung den NIC Wert im Vergleich zur Grundgesamtheit reduzieren. Das hohe Extensionsmoment im oberen Nacken scheint den Anstieg im  $N_{km}$  verglichen mit der Grundgesamtheit zu verursachen. Diese Werte werden durch den generell hohen Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger verursacht.

**Gruppe 10:** Die Sitze in dieser Gruppe schneiden relativ zur Grundgesamtheit gut ab. Der NIC Wert ist dennoch nur durchschnittlich ausgeprägt mit t-Werten von 0,16 für den LSP, 0,07 für den MSP und -0,04 für den HSP. Die hohe T1x Beschleunigung trägt wesentlich zur NIC Bewertung bei, während der Kopfabstand mit 22,5 mm mit einer durchschnittlichen Ausprägung einen geringeren Anteil an dem NIC Wert hat. Die Rückenlehnenrotation ist relativ gering, aber mit einer hohen Streuung relativ zur Grundgesamtheit versehen, da in dieser Gruppe Sitze mit und ohne Deformationselement, wie z.B. der Volvo S90 (getestet in 2017) und der Smart forfour (getestet in 2014), aufgeführt sind. Durch die geringe Kopfstützenschaumdicke, mit einem t-Wert von 0,11 kann der Anprall weniger gut gedämpft werden. Das hohe Extensionsmoment im oberen Nacken kann durch den hohen Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger von 78 mm erklärt werden. Da die Schaumdicke im unteren Bereich der Lehne gering ausgeprägt ist und die Rückenlehnenrotation ebenfalls gering ist, kann der Torso des BioRID II kaum steigen. So lässt sich die hohe Nackenzugkraft erklären, da der Kopf zum Umkehrpunkt eher ansteigen möchte.

**Gruppe 11:** Auffallend ist für diese Gruppe der Anstieg des NIC mit zunehmender Aufprallgeschwindigkeit relativ zur Grundgesamtheit. Dies ist in dieser Gruppe ebenfalls durch die mit ansteigender Aufprallgeschwindigkeit ansteigende Kopfkontaktzeit relativ zur Grundgesamtheit zu erklären. Der Anstieg der Kopfkontaktzeit resultiert aus der erhöhten Rückenlehnenrotation, die für diese Sitze ermittelt wurde. Die erhöhte Rückenlehnenrotation von  $17,4^\circ$  im Durchschnitt wird durch eine generell relativ schmale Lehnenbreiten mit t-Werten im oberen Bereich von -0,11, im mittleren Bereich von -0,67 und im unteren Bereich von 0,12 ausgelöst. Durch die geringe Kopfstützenschaumdicke von nur 25,8 mm und einem weichen oberen Lehnenquerträger wird dieser Effekt unterstützt. Durch den sehr hohen Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger ist das obere Extensionsmoment ebenfalls stark ausgeprägt.

**Gruppe 13:** Die Sitze dieser Gruppe schneiden mit einer geringen durchschnittlich Euro NCAP Punktzahl ab. Dies ist unter anderem mit der überdurchschnittlich hohen NIC Bewertung für die Sitze dieser Gruppe zu begründen. Diese resultiert aus einer hohen Kopfkontaktzeit von rund 72 ms für den MSP. Die hohe Kopfkontaktzeit kommt durch die geringe Lehnenbreite und Lehnenhöhe zustande, wodurch die Lehne vor Kopfkontakt weggedrückt wird und somit den effektiven Kopfabstand vergrößert. Dies ist zeitlich aufgrund der geringen Schaumdicke im Bereich der Lehne zu erkennen, wodurch bereits zu einem frühen Zeitpunkt die Lehne beschleunigt wird. Aus dem geringen Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger resultiert ein hohes oberes Flexionsmoment. Die Scherkraft fällt durch den geringen Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger im Vergleich zur Grundgesamtheit gering aus. Das  $N_{km}$  Kriterium ist daher ebenfalls niedriger verglichen zur Grundgesamtheit und kompensieren dadurch die schlechtere NIC Bewertung.

Rückblickend auf die untersuchten Gruppen wurden innerhalb dieser Arbeit folgende wiederkehrende Muster identifiziert.

Insgesamt ist in Anbetracht der Gruppen zu bemerken, dass der NIC durch zwei grundsätzliche Vorgehen reduziert werden kann. Zum einen lässt ein geringer Weg, der dem Kopf und dem Körper zur Verfügung steht, eine nur geringe erreichte Geschwindigkeit zu, wodurch der übertragene Impuls der Kopfstütze auf den Kopf gering gehalten wird. Dies wird durch die Sitze der Gruppe 1 als positives Beispiel und Gruppe 6 als negatives Beispiel bestätigt. Zum anderen können relativ hohe Kopfabstände ebenfalls gute Verletzungskriterien, insbesondere geringere NIC Werte, erzielen, was durch Gruppe 6 und Gruppe 8 belegbar ist. Dies steht im Widerspruch mit den Erkenntnissen aus [41, 43, 44]. Diese Gruppen sind beispielhaft dafür zu betrachten, dass auch geringe NIC Werte erreicht werden können, indem der relative Anprall des Kopfes mit der Kopfstütze gedämpft und zeitlich mit einer geringen und spät ansteigenden  $T1x$  Beschleunigung reduziert wird. Dass der Kopfabstand dennoch ein relevantes und sinnvolles Maß ist, wird in Gruppe 13 deutlich. Diese zeigt, dass ein hoher Kopfabstand durchaus auch zu einer schlechten Bewertung führen kann. In Abbildung 73 sind die Parameter hervorgehoben, die den initialen Kopfabstand direkten beeinflussen und folglich unter anderen Verletzungskriterien die NIC Bewertung beeinflussen.

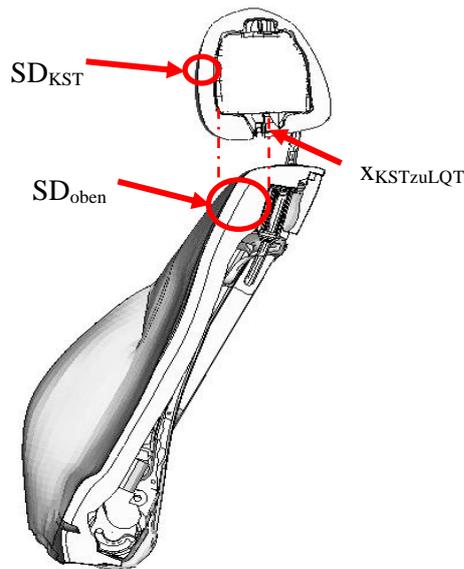


Abbildung 73 Einflussparameter auf den gemessenen Kopfabstand

Die Schaumdicke auf der Lehne beeinflusst die initiale Sitzposition des BioRID II. Insbesondere durch die relative Verteilung der Schaumdicke vom oberen zum unteren Bereich der Lehne variiert der zeitliche initiale Beschleunigungsverlauf des BioRID II in x- und in z-Richtung. Generell ist mit einer geringen oberen Schaumdicke und einer hohen unteren Schaumdicke ein erhöhter NIC Wert verzeichnet worden. Weitere auffallende Muster sind in Abbildung 74 dargestellt.

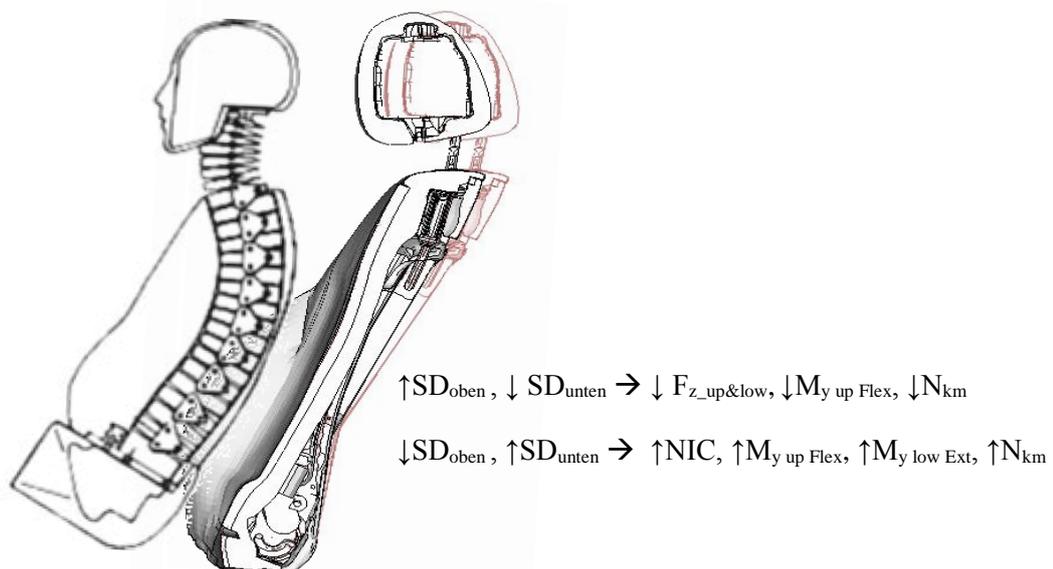


Abbildung 74 Wiederholend auftretende Variablen der Clusteranalyse, die im Zusammenhang mit einer unterschiedlichen Verteilung der Schaumdicke der Lehne stehen

Ein weiteres, bisher kaum beachtetes Maß ist der Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger. Ein hoher Wert des Abstands in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger zeigt häufig ein hohes oberes Extensionsmoment und ein geringeres oberes Flexionsmoment. In Kombination mit der oberen Nackenschwerkraft ist der  $N_{km}$  dadurch in den

meisten betrachteten Gruppen stark beeinflusst. Das relevante Maß Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger ist in Abbildung 75 dargestellt.

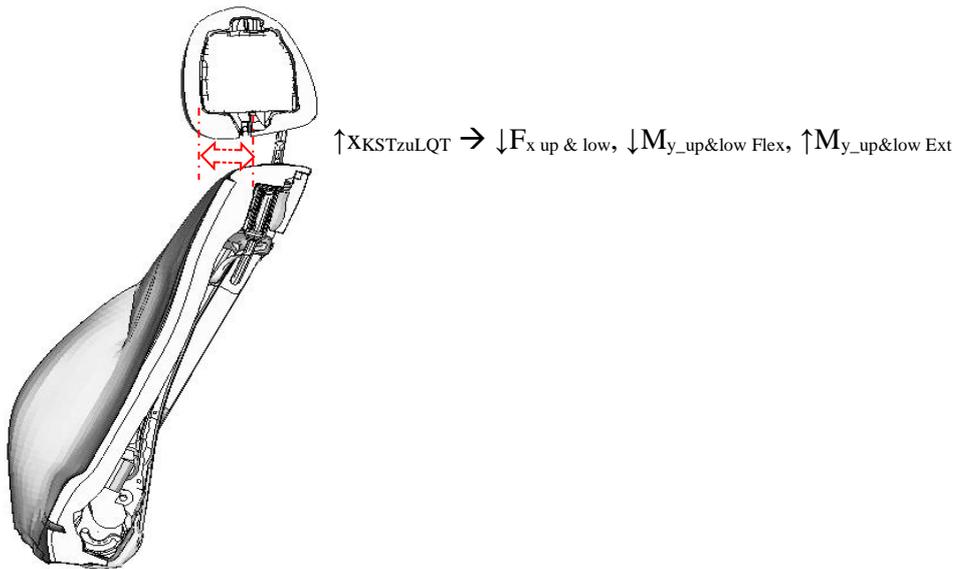


Abbildung 75 Wiederholend auftretende Variablen der Clusteranalyse, die im Zusammenhang mit dem Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger auftreten

Zusammenfassend wird deutlich, dass eine Kombination an Sitzdesignparameter einen deutlichen Einfluss auf das charakteristische Verhalten des BioRID II während eines Heckaufpralls hat. Der Kopfabstand ist nur einer von mehreren relevanten Sitzdesignparameter und kann nicht alleinstehend verwendet werden eine Vorhersage für eine Reduzierung von Verletzungskriterien verwendet werden. Damit ein Sitz optimal ausgelegt werden kann, muss der Gesamtsitz relativ zur ATD betrachtet werden.

### 6.1.3 Identifizierte latente Variablen der Kinematik des BioRID II und der Sitzdesignparameter

Der Datensatz umfasst alle Sitztypen mit vollständigen metrisch skalierten Daten. Da die geometrischen Informationen zu den Sitzen erst ab den Veröffentlichungen von 2015 dokumentiert wurden, reduziert sich der Umfang der verfügbaren Daten entsprechend. Aufgrund dieser Limitierung konnte keine Faktorenanalyse für die einzelnen identifizierten Gruppierungen durchgeführt werden. Differenziert wurde daher nur in der Aufprallgeschwindigkeit, welche durch die Pulse LSP, MSP und HSP bedingt ist.

Aufgrund der geringen Differenzierung, respektive Einteilung in Gruppierungen der Variablen, ist das KMO-Kriterium gering. Das KMO-Kriterium der Pulse LSP, MSP und HSP ist mit einem Wert von knapp über 0,5 gerade noch zu akzeptieren. Weitere Variablen wurden nicht entfernt, damit möglichst viele Variablen berücksichtigt werden konnten.

Da nicht alle Variablen berücksichtigt wurden, ist es möglich, dass relevante Variablen ausgeschlossen wurden. Für eine detailliertere Betrachtung wäre ein größerer Datensatz notwendig, damit dieser in entsprechenden Gruppierungen eingeteilt werden kann und diese folglich untersucht werden können. Für eine Einteilung in Gruppen müsste der vorliegende

Datensatz deutlich vergrößert werden, da dreimal so viele Fälle vorhanden sein sollten als zu untersuchende Variablen.

Die Anzahl der zu extrahierenden Faktoren ist auf fünf für den LSP, vier für den MSP und drei für den HSP beschränkt. Das Kaiser-Kriterium empfiehlt eine höhere Anzahl an Faktoren je Gruppe. Jedoch sind in der Darstellung des Eigenwerts eine deutliche Zunahme und ein „Knick“, zu der gewählten Faktorenanzahl vorhanden. Somit wurde für den jeweiligen Pulsverlauf die gewählte Faktorenanzahl extrahiert. Ebenfalls sind somit mehr Variablen einem Faktor zugeordnet, wodurch eine Interpretation ermöglicht ist.

Folgend werden die einzelnen Ergebnisse der Faktorenanalyse diskutiert:

**LSP Faktor 1:** Eine Zunahme der oberen Schaumdicke und eine Abnahme der unteren Schaumdicke verursacht einen flacheren Lehnenwinkel, da der Torso-Winkel nach Euro NCAP immer auf 25° eingestellt wird. Dadurch erhöht sich der Kopfabstand. Der Anstieg im NIC und in der Kopfkontaktzeit wird trotz einer geringeren Rotation der Lehne ansteigen. Dies bedeutet, dass für diesen Faktor die Lehne stärker durch die Position als durch die Rückenlehnenrotation geprägt ist. Die bewertete Kopfgeschwindigkeit steigt, da durch die geringere Rotation der Lehne der Kopf mit einem flacheren Winkel aus dem Sitz abprallt. Somit wird eine höhere Geschwindigkeit entlang der x Richtung im inertialen Koordinatensystem gemessen.

**LSP Faktor 2:** Ein hoher Kopfabstand und eine geringe Kopfstützenschaumdicke verursachen neben einer hohen Kopfkontaktzeit einen hohen NIC Wert, indem die Kopfstütze mit einem hohen Impuls an den Kopf anprallt. Der hohe NIC Wert wird durch eine hohe T1x Beschleunigung verstärkt. Durch den hohen Kopfabstand kann die Kopfstütze eine höhere kinetische Energie erreichen, indem er länger beschleunigen kann und eine höhere Geschwindigkeit bis zum Kopfkontakt aufbaut. Durch den geringen Kopfstützenstangendurchmesser verlagert sich der Umkehrpunkt des Kopfes weiter nach hinten relativ zum Torso. Der Anstieg der Nackenzugkraft im oberen und unteren Nackensegment folgt aufgrund des erhöhten Abknickens der Lehne im oberen Bereich, welcher wiederum durch die dünneren Kopfstützenstangendurchmesser verursacht wird.

**LSP Faktor 3:** In diesem Faktor ist aufgrund eines geringen Abstands in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger mit einem hohen oberen Flexionsmoment zu rechnen. Ebenfalls sind eine hohe Rückenlehnenrotation und eine hohe Kopfstützenschaumdicke in diesem Faktor enthalten. Trotz der erhöhten Rückverlagerung der Lehne ist eine Zunahme der T1x Beschleunigung innerhalb von diesem Faktor zu erwarten. Durch die geringe Breite der Lehne wird das Eintauchen des BioRID II verzögert und die T1x Beschleunigung erhöht.

**LSP Faktor 4:** Dieser Faktor postuliert, dass mit einer generell hohen Schaumdicke, die über die gesamte Lehne verteilt ist, die obere Nackenscherkraft und das NIC Kriterium reduziert werden können. Das geringere NIC Kriterium ist auf die erhöhte Kopfstützenschaumdicke zurück zu führen, wodurch den Anprall gedämpft wird. Die reduzierte Nackenscherkraft ist auf die generell erhöhte Schaumdicke zurück zu führen, da dadurch der Anprall der gesamten ATD gleichmäßiger und ein weiches Eintauchen des BioRID II ermöglicht wird.

**LSP Faktor 5:** Mit dem letzten Faktor für LSP wird beschrieben, dass durch einen höheren Kopfabstand und einer höheren Lehnenhöhe ein größeres Flexionsmoment im unteren Nacken und eine geringere Kopfgeschwindigkeit verursacht werden. Durch die erhöhte Lehnenhöhe

kann der Torso weiter in die Lehne eintauchen und verursacht somit ein erhöhtes Flexionsmoment im unteren Nackenbereich.

**MSP Faktor 1:** Mit diesem Faktor wird mit einem größeren Kopfabstand, einer geringen Kopfstützenschaumdicke und einem geringen Kopfstützenstangendurchmesser eine Zunahme in der Kopfkontaktzeit, NIC und T1x beschrieben. Der hohe NIC lässt sich durch die erhöhte Kopfkontaktzeit und dem hohen T1x Beschleunigungswert beschreiben. Diese Werte resultieren aus dem erhöhten Kopfabstand, wodurch eine höhere Anprallgeschwindigkeit relativ zur Kopfstütze aufkommen kann, die durch die geringe Kopfstützenschaumdicke nicht abgefangen wird. Die hohe Zugkraft im oberen und unteren Nacken ist durch die geringe Wandstärke der Kopfstützenstangen verursacht, da die Kopfstütze dadurch weiter nach hinten rotieren kann als die Lehne.

**MSP Faktor 2:** Dieser Faktor beschreibt, vergleichbar wie LSP Faktor 4, den Einfluss einer über die Lehne verteilten hohen Schaumdicke. Ebenfalls wird in diesem Faktor ein hoher Kopfabstand beschrieben. Trotz des erhöhten Kopfabstands ist die Ausprägung des NICs gering. Daran wird ersichtlich, dass durch eine erhöhte Schaumdicke der NIC verbessert werden kann und gleichzeitig ein erhöhter Kopfabstand möglich ist. Durch den größeren Abstand zur Lehne nimmt der BioRID II eine höhere kinetische Energie auf, wodurch die T1x Beschleunigung und die Kopfgeschwindigkeit erhöht ausfällt.

**MSP Faktor 3:** Durch eine geringe Schaumdicke im unteren Bereich der Lehne und einer normalen Schaumdicke im oberen Bereich ist von einer stärkeren Rotation der initialen Sitzstruktur auszugehen, wodurch sich ein höherer Kopfabstand ergibt. Dadurch steigt die Kopfkontaktzeit und wiederum der NIC aufgrund der späteren Beschleunigung des Kopfes. Durch die rotierte Lage und der erhöhten Nackenscherkraft ist ein Anstieg des  $N_{km}$  zu erwarten.

**MSP Faktor 4:** Dieser Faktor beschreibt, dass durch einen geringeren Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger ein Anstieg in dem oberen Nackenflexionsmoment zu erwarten ist. Durch den geringeren Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger kann der Kopf relativ zum Torso weiter nach hinten verlagern, wodurch eine erhöhte Nackenscherkraft des oberen und unteren Nackens verursacht wird.

**HSP Faktor 1:** In diesem Faktor wird ebenfalls darauf verwiesen, dass durch einen geringen Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger der  $N_{km}$  reduziert wird, indem das obere Nackenextensionsmoment abfällt. Mit einem abfallen des oberen Nackenextensionsmoment erhöht sich das obere Nackenflexionsmoment. Durch die schmale Lehne kann der BioRID II im Torso Bereich weniger gut eintauchen, wodurch sich der T1x Beschleunigungswert erhöht. Die obere Nackenzugkraft erhöht sich, indem der Kopf weiter relativ zum Torso nach hinten zurück verlagern kann und somit relativ zum Torso weiter ansteigen möchte.

**HSP Faktor 2:** Dieser Faktor beschreibt vermehrt die Auswirkung der Schaumdicke auf die Bewertungskriterien des BioRID II. Aufgrund der geringeren oberen Schaumdicke und mittleren Schaumdicke erhöht sich der NIC durch den erhöhten T1x Beschleunigungswert. Der  $N_{km}$  erhöht sich, da das obere Nackenextensionsmoment stärker ausgeprägt ist. Durch die geringere Schaumdicke ist beim HSP der Anprall früher, während die anderen Parameter nicht direkt beeinflusst werden. Folglich steigt die Beschleunigung im Torso Bereich früher und die NIC Bewertung erhöht sich.

**HSP Faktor 3:** In dem letzten Faktor für HSP ist die Auswirkung eines erhöhten Kopfabstands mit einer steiferen Lehne, die durch eine geringere Rückenlehnenrotation gemessen wurde, dargestellt. Durch den erhöhten Impuls beim Anprall mit der Kopfstütze erhöhen sich der NIC und die Kopfkontaktzeit. Durch die geringere Rotation der Lehne und der geringen unteren Schaumdicke erhöht sich zusätzlich das  $N_{km}$ .

Rückblickend auf die untersuchten Faktoren können ebenfalls folgende beschriebenen Muster zusammengefasst werden:

Der Einfluss des Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger wird deutlich anhand von LSP Faktor 3, MSP Faktor 4 und HSP Faktor 1. Ein reduzierter Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger wird in allen Faktoren mit einem erhöhten oberen Nackenflexionsmoment und einem reduzierten oberen Nackenextensionsmoment in Verbindung gebracht. Für den HSP Faktor 1 und MSP Faktor 4 wird ebenfalls ein Anstieg der unteren Nackenscherkraft identifiziert. Bei den meisten Faktoren ist dabei auch ein Absinken des  $N_{km}$  Kriteriums verzeichnet. Daraus lässt sich schließen, dass das reduzierte obere Nackenextensionsmoment stärker durch den reduzierten Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger beeinflusst ist, als durch den Anstieg der Nackenscherkraft.

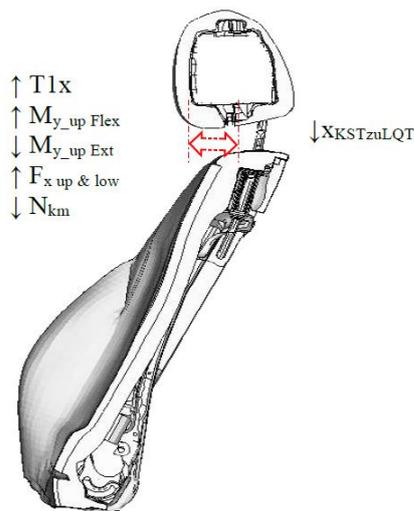


Abbildung 76 Wiederholend auftretende Variablen der Faktorenanalyse, die im Zusammenhang mit dem Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger auftreten

Ein genereller Anstieg im Kopfabstand ist in MSP Faktor 3 beschrieben. Dadurch ist ein Anstieg des NICs zu erwarten. In MSP Faktor 2 wird deutlich, dass trotz eines hohen Kopfabstands der Anprall des Kopfes an der Kopfstütze relativ zu dem Anprall des T1x mit der Lehne durch eine erhöhte Schaumdicke gedämpft werden kann. Folglich ist es möglich das NIC Kriterium zu reduzieren. Anhand von diesem Faktor kann geschlossen werden, dass die Kopfstützenschaumdicke stärker zu einer guten NIC Bewertung beiträgt, als der Kopfabstand das NIC Kriterium verschlechtert.

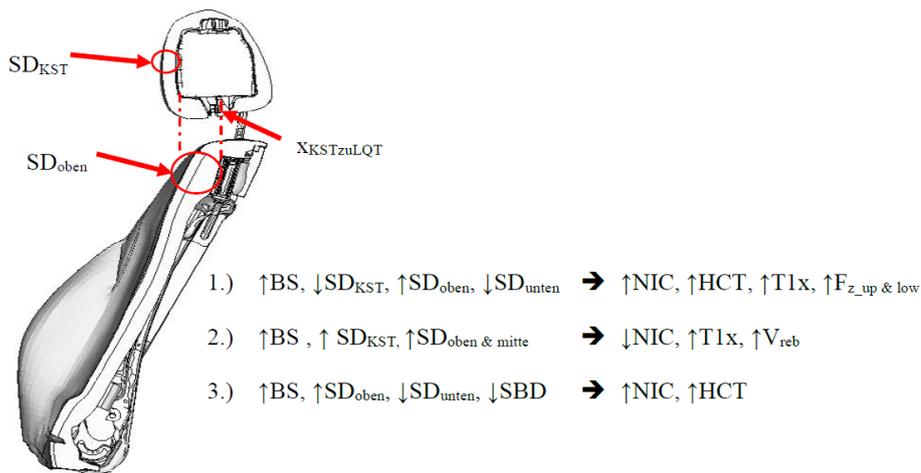


Abbildung 77 Wiederholend auftretende Variablen der Faktorenanalyse, die im Zusammenhang mit den Kopfabstand beeinflussenden Sitzdesignparameter auftreten

Anhand der beschriebenen Faktoren kann gefolgert werden, dass Sitzdesignparameter nicht ausschließlich mit einzelnen Verletzungskriterien korrelieren. Vielmehr ist immer eine Faktorladung in allen Kriterien festzustellen. In den beschriebenen Kriterien sind jedoch nur die Faktoren mit einer ausreichend hohen Faktorladung berücksichtigt worden. Dies bedeutet jedoch nicht, dass nicht betrachteten Variablen keinen Einfluss haben, sondern dass das jeweilige Kriterium geringer auf den Faktor lädt und daher in dem jeweiligen Faktor für die Diskussion nicht berücksichtigt wurde.

Daran wird offensichtlich, dass eine Änderung eines Parameters meist überlagernde Einflüsse und Auswirkungen auf die Kinematik des BioRID II im Heckaufprall nach sich zieht. Eine optimale Verletzungsreduktion kann daher nur durch mehrere Maßnahmen erreicht werden. Die Auswirkungen mehrerer Änderungen zur selben Zeit muss weiterführend untersucht werden, da anhand der Faktorladung die Einflussstärke von überlagerten Parameter nicht ersichtlich ist.

Möglicherweise auftretende Scheinkorrelationen müssen bei der weiteren Betrachtung der Effekte anhand einer Kausalitätsanalyse detailliert untersucht werden. Die Faktorenanalyse postuliert aufgrund des gewählten Proximitätsmaß Zusammenhänge, dabei wird die Kausalität anhand dieser Methode nicht aufgezeigt. Die Interpretation der Faktoren kann daher zu falschen Schlussfolgerungen führen.

## 6.2 Kausalitätsanalyse postulierter Einflüsse der explorativen Datenanalyse auf die Kinematik des BioRID II

Im Folgenden Abschnitt werden das Vorgehen und die Ergebnisse der Kausalitätsanalyse näher betrachtet. Im ersten Schritt wird die erfasste Kinematik des BioRID II während eines Heckaufpralls diskutiert. Anschließend werden die Ergebnisse der FEM Simulation relativ zum Hardwareversuch analysiert, wobei die Unterschiede, die sich zwischen den beiden Versuchen und die Auswirkungen auf die Bewertungskriterien des BioRID II ergeben, im Fokus stehen. Zuletzt werden die Ergebnisse der Kausalitätsprüfung der Ergebnisse der explorativen Datenanalyse durch definierte Änderungen im Sitzdesign diskutiert, wodurch die Hypothesen der explorativen Datenanalyse auf Scheinkorrelationen hin untersucht werden und die Anwendbarkeit anhand eines Beispiels aufgezeigt wird.

### 6.2.1 Objektivierung des Versuchs

Die Objektivierung des Versuchs ist limitiert durch die zur Verfügung stehenden Sensoren des BioRID II und dem aufgenommenen Videomaterial, welches für eine Punktverfolgung verwendet werden kann. Marker, die am BioRID II angebracht waren, wurden im Rahmen dieser Arbeit nicht ausgewertet, da die Punktverfolgung stark abweichende Messwerte zu den Ergebnissen, erfasst durch die Beschleunigungssensoren, in der Geschwindigkeit von bis zu 20% aufweisen können. Diese Abweichungen resultiert aus einer Rotation des Kopfes um die z-Achse und einer Verschiebung der Lage des BioRID II entlang der y-Achse.

Die MXT 5-Punktmarken auf dem Sitz wurden möglichst an Bauteilen angebracht, die fest mit dem Sitz verbunden sind. MXT 5-Punktmarken, die auf dem Bezug angebracht waren, wie im oberen Bereich der Lehne, nehmen durch die Trägheit des Bezugs und Schaums relativ zur Struktur ein verzögertes Signal auf. Dadurch kann nur die ungefähre Position ermittelt werden. Die direkte zeitliche Beschleunigungsbewegung der Struktur kann anhand dieser Messmethode nicht ermittelt werden. Daher wurden ausschließlich Marker analysiert, die direkt mit der Struktur verbunden waren. Die Aufzeichnung des Versuchs wurde mit einer Aufnahme Frequenz von 1 kHz aufgenommen. Durch die geringe Aufnahme Frequenz sind Aliasing-Fehler wahrscheinlich. Das Signal konnte somit nur zur Messung der Bewegung nur bedingt für eine Auswertung der Geschwindigkeit oder Beschleunigung verwendet werden. Ein Verlauf der Beschleunigung des Sitzes konnte daher anhand dieser Methode nicht ausreichend analysiert werden.

Die Position und die Bahnkurve des BioRID II wurden anhand der Beschleunigungssignale und Drehratensensoren ermittelt. Die initiale Lage wurde jedoch nur für den Kopf und die Pelvis vor dem Versuch gemessen. Somit konnte nur für die Pelvis und dem Kopf die Bahnkurve direkt festgestellt werden. Die Bahnkurven der Sensoren zwischen den beiden Sensoren Kopf und Pelvis wurden mittels dem im Methodenabschnitt 4.3.1 beschriebenen Annäherungsverfahren berechnet. Für die jeweiligen Sensorpositionen war jeweils nur ein Drehratensensor um die y-Achse verbaut. Somit wurde nur die Bahnkurve als Funktion dieser Achse ermittelt. Dies wurde akzeptiert, da der initiale Verlauf des BioRID II durch die Trägheit linear entlang der x-Achse verläuft und somit der Fehler, welcher durch die Rotation um die x- oder z-Achse indiziert wurde, relativ gering ist. Erst ab dem Kontakt mit der Lehne und während der Bewegung aus dem Sitz heraus wird die Bewegung um die x- und z-Achse relevant. Die Abweichung ist somit bis zu dem Umkehrpunkt ausreichend gering für die durchgeführten Analysen.

Die berechnete initiale Winkellage der Sensoren zwischen dem Kopf und die Pelvis basieren darauf, dass der Abstand zwischen den Sensoren am Ende der Auswertungszeit unverändert zur Anfangsphase besteht. Dies ist jedoch in der Realität nicht der Fall, da aufgrund der Krümmung der Wirbelsäule das absolute Abstandsmaß variiert. Der gemessene und berechnete Abstand berücksichtigt diese Abweichungen nicht. Da die Abweichung mit der Zeit ansteigt und für die Untersuchung der Kinematik in dieser Arbeit primär der initiale Bereich bis kurz nach dem Umkehrpunkt des BioRID II im Fokus liegt, ist anzunehmen, dass die Kinematik in der ersten Phase ausreichend genau beschrieben ist, unter der Bedingung, dass die Abweichung am Ende des Betrachtungszeitraums innerhalb der zulässigen Abweichung liegt.

## 6.2.2 Validierung des FEM Modells

Die Referenzkurve zur Bewertung der Simulation wurde mittels fünf Versuche gebildet, die bereits in vorhergehenden Untersuchungen erfasst wurden und dieser Arbeit zur Verfügung standen. Relativ zu dem Verlauf des Mittelwerts der fünf Versuche wurde ein Korridor anhand der CORA Methode gebildet, die im Methodenabschnitt 4.3.2 beschrieben und die definierten Parameter aufgeführt wurden.

Die in Abschnitt 5.2.1 beschriebenen Abweichungen in den erfassten Signalen der Sensoren im BioRID II zwischen dem FEM Modells und dem Versuch wurden durch folgende Kriterien verursacht. Der Gurt wurde in der FEM Simulation nicht dargestellt, vor allem da er im Heckaufprall für den betrachteten Zeitabschnitt von den ersten 150 ms einen nur sehr geringen Einfluss darstellt. Erst ab der Retraktionsphase nach dem Umkehrpunkt des BioRID II wird der Einfluss des Gurtes relevant, da dieser den weiteren Bewegungsablauf stark beeinflusst. Dabei wird die Bahnkurve des Oberkörpers des BioRID II abhängig von der Fahrzeuggeometrie und der sich dadurch ergebenden unterschiedlichen Positionen der Gurtumlenkrolle gelenkt. Da jedoch im Rahmen dieser Arbeit die erste Phase in dem Fokus lag und die für relevanten Bewertungskriterien für HWS Beschwerden meist bis kurz nach dem Umkehrpunkt auftreten, wurden der Gurt nicht in dem FEM Modell berücksichtigt. Des Weiteren ist die Bezugsspannung nicht detailliert dargestellt, da keine Messung der Bezugsspannung des Realsitzes vorhanden war. Der Aufbau des Bezugs und des Schaummodells sind vereinfacht in den Materialkarten dargestellt, indem die Schaummaterialkarte die Schaumdicke nicht berücksichtigt. Die Schaumdicke hat dahingehend einen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften, dass die Randbereiche des Schaums durch die Verhautung der Oberfläche, die während dem Herstellprozess entstehen, die mechanischen Eigenschaften beeinflussen. Die Kaschierung unter der Bezugsschicht ist ebenfalls nicht modelliert, da diese als ein Teil des Bezugs in dem zugrunde liegenden CAD Modell behandelt wird. Somit sind keine Oberflächen mit einer definierten Reibung in dem Bezugsmodell berücksichtigt worden. Entsprechende Materialkarten, die die sitzspezifischen mechanischen Kriterien zur Bezugsspannung, Zwischenschichten und Schaumdicke berücksichtigen, konnten für diese Arbeit noch nicht angewandt werden, da diese zu dem Zeitpunkt der Untersuchung noch nicht zur Verfügung standen. Die Klamotten des BioRID II sind ebenfalls nicht im FEM Modell enthalten, da das verfügbare und validierte FEM Modell des BioRID II von Abaqus (Dassault Systemes, Frankreich) keine Klamotten direkt dargestellt hat und diese anhand von Untersuchungen zur Oberflächenreibung mittels eines Parameters ersetzt. Bei der Simulation des Verlaufs und der entsprechend detaillierten Darstellung des Versuchs konnte hier jedoch ein Direkter Einfluss nachgewiesen werden, wodurch die Abweichungen besonders in z Beschleunigung der Sensoren beeinflusst werden.

Die Summe dieser Unterschiede führen zu Abweichungen im Beschleunigungsverlauf. Vor allem die Abweichung in der z-Beschleunigung ist primär durch diese Abweichungen beeinflusst, da diese die Steigung des BioRID II deutlich beeinflussen. Die Bezugsspannung und das Schaummodell im Bereich der Kopfstütze beeinflusst vor allem den ersten Anprall die mittels der körperfesten x-Beschleunigungssensor im Kopf gemessen wird.

Aufgrund der oben beschriebenen Abweichung sind die CORA Bewertungen der Beschleunigungssensoren in z-Richtung geringer. Die Bewertung der Beschleunigungssensoren in x-Richtung wurden von Kopf bis Pelvis mit einer CORA Bewertung von über 0,9 mit sehr gut bewertet. Da der Fokus auf die Verletzungsparameter und Bewegung in x-Richtung liegt,

wurde der Verlauf der Bewegung für die weiteren Untersuchungen für ausreichend gut bewertet.

### 6.2.3 Kausalitätsanalyse der postulierten Einflussfaktoren

#### **Kausalitätsanalyse der Lehnbreite**

In LSP Faktor 3 steht der Einfluss der Lehnbreite zusammen mit der T1x Beschleunigung und dem oberen Nackenflexionsmoment der Kopfstützenschaumdicke, Rückenlehnenrotation und Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnquerträger in Verbindung. Für den HSP Faktor 1 ist neben der Lehnbreite auch der Kopfstützenstangendurchmesser und der Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnquerträger erwähnt, die die betrachteten Variablen T1x Beschleunigung, oberes Nackenflexionsmoment, Kopfgeschwindigkeit, untere Nackenscherkraft und Nackenzugkraft des oberen und unteren Nackens positiv und  $N_{km}$  und das obere Nackenextensionsmoment negativ beeinflussen. In Tabelle 38 ist die Ausprägung der Lehnbreite in MSP Faktor 1 am stärksten gewichtet, jedoch nur mit einer Faktorladung von -0,24. In diesem Faktor ist parallel zur Lehnbreite der Kopfabstand mit einer positiven Faktorladung und die Kopfstützenschaumdicke und Schaumdicke der Lehne mit einer negativen Faktorladung ausgeprägt.

In „Einfluss der Breite der Lehne“ wurde die Lehnbreite durch eine Skalierung entlang der y-Achse um 25 mm reduziert. Demzufolge hat sich das Gewicht durch die Massen- und Volumenabnahme reduziert. Aufgrund dieser Änderung hat sich die postulierte Zunahme der T1x Beschleunigung, des NICs, der unteren Nackenzugkraft und des unteren Nackenmoments bestätigt. Die Kopfkontaktzeit wurde durch die reduzierte Lehnbreite kaum beeinflusst, im Gegensatz zum postulierten Einfluss aus dem HSP Faktor 1. Dies kann zum einen jedoch auf den ebenfalls genannten erhöhten Kopfabstand, der im beschriebenen Faktor festgestellt wurde, zurückzuführen sein, zum anderen auf das reduzierte Gewicht im oberen Bereich des Sitzes, wodurch die Kopfkontaktzeit früher eintritt und somit den in dieser Variante ermittelten Effekt ausgleicht. Der Anstieg der oberen Nackenzugkraft und der unteren Nackenscherkraft ist in der Variante aufgrund der um 25 mm reduzierten Lehnbreite, früher eingetreten. Die postulierten Einflussparameter der T1x Beschleunigung und der wirkenden Scher- und Zugkräfte im oberen und unteren Nackenbereich konnten bestätigt werden.

In „Einfluss der Masse im Bereich der Kopfstütze“ und „Einfluss der Masse an der Rückenlehne“ wurde der Einfluss der Gewichtszunahme untersucht. Hier wurden eine spätere Kopfkontaktzeit, sowie ein erhöhter NIC ermittelt. Die T1x Beschleunigung ist ebenfalls aufgrund der Gewichtszunahme in der Lehne angestiegen. Daher ist davon auszugehen, dass eine Änderung der Massenverteilung in der Lehne nicht für den postulierten Einfluss verantwortlich ist. Somit kann dies hier als mögliche Scheinkorrelation ausgeschlossen werden.

#### **Kausalitätsanalyse der Lehnhöhe**

In der Faktoranalyse ist die Lehnhöhe nur im LSP Faktor 1 unter mehreren Variablen berücksichtigt. In den anderen Faktoren wurde die Lehnhöhe aufgrund der hohen Abweichung nicht betrachtet. Dies kommt zustande, da die Faktoranalyse über alle Sitze gebildet wurde. Daher ist dieser Faktor in der Clusteranalyse mit niedrigen F-Werten nur in folgenden Gruppen erwähnt: Gruppe 3, Gruppe 4, Gruppe 10 und Grupp11.

In MSP Faktor 1 wird eine spätere Kopfkontaktzeit und ein höherer NIC postuliert mit einer geringeren Lehnenhöhe. Dies konnte in der Simulation durch eine Skalierung der Lehnenhöhe um +30 mm in z-Richtung nicht bestätigt werden. In der Simulation wurde zusätzlich die Kopfstütze um 30 mm herabgesetzt, damit die Gesamthöhe des Sitzes unverändert blieb. Es ist daher anzunehmen, dass die Lehnenhöhe keinen direkten Einfluss auf die Bewegung hat. Ferner ist anzunehmen, dass die Lehnenhöhe relativ zur Position des H-Punktes betrachtet werden muss. Die Lehnenhöhe hat dahingehend einen Einfluss, indem das Eintauchverhalten reduziert und die Lehne früher verzögert wird. Ebenfalls sind mehrere weitere Sitzdesignparameter in diesem Faktor genannt. Somit ist nicht eindeutig erkennbar, wie die Lehnenhöhe die Kinematik beeinflusst.

Die beschriebenen Auswirkungen wurden in „Einfluss der Masse an der Lehne“ ebenfalls festgestellt. Hier hat sich ein späterer Kopfkontaktzeitpunkt, ein Anstieg der T1x Beschleunigung und somit ein erhöhter NIC Wert eingestellt, zusammen mit einem vergleichbaren initialen Setzverhalten der Lehne. Es ist daher davon auszugehen, dass in diesem Faktor eine Scheinkorrelation vorliegt, die auf den erhöhten und höherliegenden Schwerpunkt zurück zu führen ist.

### **Kausalitätsanalyse des Abstands in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger**

Im Rahmen der Faktorenanalyse wurde ein Einfluss des Abstands in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger innerhalb des LSP Faktor 3, MSP Faktor 4 und HSP Faktor 1 auf die Kinematik des BioRID II identifiziert. Durch einen reduzierten Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger erhöht sich die Ausprägung der oberen und unteren Nackenscherkraft und dem oberen Nackenflexionsmoment. Ebenfalls ist in LSP Faktor 3 die Ausprägung der T1x Beschleunigung erhöht, während die Lehnenbreite im mittleren Bereich zusammen mit der Kopfstützenschaumdicke und Rückenlehnenrotation geringer ausgeprägt ist. Mit einem reduzierten Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger und einer erhöhten Kopfstützenschaumdicke besteht die Annahme, dass der Kopfabstand in dem betrachteten Faktor nicht wesentlich abweicht.

In der Kausalitätsuntersuchung „Einfluss des Abstands in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger“ wurde die Schaumdicke der Kopfstütze nicht angepasst. In dieser Variante wurde ausschließlich die Rastposition der Tiefenverstellung der Kopfstütze um 17 mm geändert. Die untere und obere Nackenscherkraft ist durch einen reduzierten Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger im Verlauf zeitlich verzögert. Das obere Nackenextensivmoment konnte reduziert werden und das obere Nackenflexionsmoment wurde leicht erhöht. Dadurch konnte der Kausalitätsnachweis für diesen Faktor erbracht werden.

### **Kausalitätsanalyse der Schaumdicke**

Zuerst wird in diesem Abschnitt die Schaumdicke der Kopfstütze beschrieben, die in LSP Faktor 2, LSP Faktor 3, LSP Faktor 4, MSP Faktor 1 und MSP Faktor 2 beschrieben ist. In allen Faktoren wurde durch eine erhöhte Kopfstützenschaumdicke eine geringere NIC Bewertung in Verbindung gebracht. In MSP Faktor 4 wird beschrieben, dass sich durch das Zurücksetzen der Kopfstütze aufgrund einer erhöhten Kopfstützenschaumdicke, vor allem die oberen und unteren Nackenscherkräfte mit dem oberen Flexionsmoments erhöht. Trotzdem ist auch in MSP Faktor 2 beschrieben, dass durch einen höheren Kopfabstand und einer höheren Kopfstützenschaumdicke der NIC reduziert werden kann.

Die Aussagen konnten in der Kausalitätsanalyse bestätigt werden. Der NIC hat sich reduziert, während die T1x Beschleunigung unverändert blieb und die Beschleunigung des Kopfes reduziert wurde. Dies hat sich durch einen früheren Kontakt und einem konstanteren Beschleunigungsverlauf gezeigt. Ebenfalls wurde mit der erhöhten Kopfstützenschaumdicke eine erhöhte obere Nackenzugkraft gemessen. Dies wurde ebenfalls in LSP Faktor 2, MSP Faktor 1 postuliert.

Durch eine Änderung der Schaumdicke im Bereich der Lehne ist eine Überlagerung mit der Änderung der Position des BioRID II in Kombination zu betrachten. Aus diesem Grund wurde in dieser Arbeit die Schaumdicke und die Position des BioRID II variiert. In MSP Faktor 2 wurde postuliert, dass neben einer erhöhten Kopfstützenschaumdicke in Kombination mit einer erhöhten Schaumdicke Oben und einer erhöhten Kopfstützenhöhe ein Anstieg in der T1x Beschleunigung, Kopfgeschwindigkeit und ein reduzierte NIC Bewertung zu erwarten ist. Alle postulierten Einflüsse konnten durch den Versuch bestätigt werden. Zusätzlich, aber schwächer, ist der Einfluss auf die Kopfkontaktzeit, obere Nackenzugkraft, oberes Nackenflexionsmoments und mit einer negativen Ausprägung der oberen Nackenscherkraft und des unteren Nackenextensionsmoments ausgeprägt. Diese Werte sind jedoch auf den Einfluss durch den höheren Kopfabstand zurückzuführen, dessen Auswirkungen in dem Faktor mitbeschrieben wurde. Der Kopfabstand wurde jedoch in der Analyse nicht variiert, damit der Einfluss der Schaumdicke identifiziert werden konnte.

### **Kausalitätsanalyse der Rückenlehnenrotation**

Damit in dem bestehenden Modell die Rückenlehnenrotation reduziert werden kann, wurde die Lehnensteifigkeit in drei unterschiedlichen Varianten betrachtet. Zuerst wurde ein höherfester Dualphasenstahl verwendet. Dadurch hat sich keine Veränderung ergeben, da sich die Verformung der Lehne durchgehend im linear-elastischen Bereich bewegt. Somit hat eine höhere Streckgrenze keinen Einfluss auf die Bewegung der Lehne für den betrachteten Heckaufprall. Die Rotation der Lehne wird durch das Ausbeulen der Verbindungsbleche der Gelenke verursacht. Daher wurden diese Bleche in einer weiteren Variante mit einer dickeren Wandstärke untersucht. Ebenfalls wurden die Ergebnisse mit einer höheren Materialwandstärke der Kopfstützenstangen betrachtet. Durch die erhöhte Materialwandstärke wurde ein nur geringer Einfluss auf die obere Nackenzugkraft festgestellt. Die obere Nackenscherkraft konnte jedoch aufgrund der erhöhten Wandstärke in den Kopfstützenstangen wesentlich reduziert werden.

In LSP Faktor 1 und LSP Faktor 3 wurde kein Zusammenhang mit der oberen Nackenscherkraft postuliert, da diese aufgrund des hohen Anti-Image Kriterium aus der Faktorenanalyse für den LSP herausgenommen wurde. Für den LSP Faktor 4 wurde mit einer geringen Faktorladung der Rückenlehnenrotation die Aussage aus der Untersuchung bestätigt.

Das Versagensbild in der betrachteten Lehne hat sich aus der Verformung der Blechteile ergeben. Ein höherfester Stahl hat keinen direkten Einfluss auf das Versagensbild gezeigt. Die Wandstärke zeigte jedoch einen Einfluss. Eine dünnere Wandstärke mit einem höherfesten Stahl ist daher deutlich kritischer zu bewerten. Ein möglicher Einfluss kann anhand der Ausprägung der aktiven Segmentierungseigenschaften der Gruppe 13 betrachtet werden.

Generell ist jedoch hervorzuheben, dass die Maßnahmen zur Versteifung der Lehne nicht effektiv waren, um eine deutliche Änderung der Sitzbewegung zu verursachen. Ein Deformationselement im Anschlag würde eine deutlich größere Rotation der Lehne zulassen.

Die zeitliche Abstimmung der Deformation relativ zu der Belastung während des Heckaufpralls hat jedoch weitere überlagerte Effekte, die abhängig von dem gewählten Deformationselement differenziert betrachtet werden müssen.

Yang et al. postuliert, dass die T1x, NIC, Nkm, obere Nackenscherkraft mit zunehmender Steifigkeit der Lehne ebenfalls erhöht werden. Jedoch basieren diese Ergebnisse auf Mehrkörpersimulationen mit dem MADYMO Code. Der Sitz in der Betrachtung von Yang et al. wurde nur anhand eines einzelnen Pendelschlags validiert. Aus diesem Grund ist eine Abweichung zu den von Yang et al. postulierten Einflüssen möglich. [41]

Viano et al. postuliert eine geringere Kopfkontaktzeit und einen erhöhten NIC Wert mit einer höheren SBS. Diese Ergebnisse beruhen auf der Betrachtung mittels eines Hybrid III [32, 39]. Dieser ATD wurde jedoch nicht im Rahmen dieser Arbeit betrachtet. Daher ist die Erkenntnis in dieser Arbeit nicht direkt vergleichbar.

### **Kausalitätsanalyse des Kopfabstands**

Der Kopfabstand wurde in den Faktoren: LSP Faktor 1, LSP Faktor 2, LSP Faktor 5, MSP Faktor 1, MSP Faktor 2, MSP Faktor 3 und HSP Faktor 3 berücksichtigt. In sehr vielen Faktoren ist der Kopfabstand in Kombination mit der Kopfkontaktzeit und dem NIC positiv korreliert. Diese Erkenntnis spiegelt sich auch in den bisherigen Veröffentlichungen wieder [41–44]. Jedoch ist in MSP Faktor 2 eine negative Korrelation postuliert. In MSP ist ebenfalls die über die Lehne verteilte Schaumdicken mit einer positiven Korrelation dargestellt. Insbesondere hier wird der Einfluss von Kopfabstand und NIC verdeutlicht, wenngleich diese Aussage nicht von vornherein auf alle Sitze pauschal anwendbar ist. In LSP Faktor 5 und MSP Faktor 2 wird zusätzlich eine erhöhte Kopfgeschwindigkeit postuliert. Dies ist aufgrund der erhöhten Anprallgeschwindigkeit des Kopfes an der Kopfstütze durch die länger andauernde Beschleunigung zur Kopfstütze hin wahrscheinlich, wodurch sich wiederum eine erhöhte Abprallgeschwindigkeit ergibt.

Die Kausalitätsanalyse des geänderten Kopfabstands wurde im Rahmen dieser Arbeit mit verschiedenen Herangehensweisen untersucht, da der Kopfabstand entweder durch eine erhöhte Kopfstützenschaumdicke, durch eine geänderte Tiefenverstellung bzw. durch eine Änderung des Abstands in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger oder durch die Rotation der Lehne relativ zum BioRID II verringert werden kann.

Anhand einer erhöhten Kopfstützenschaumdicke konnte die Kopfkontaktzeit und der NIC reduziert werden. Ebenfalls konnte durch die Anpassung der Tiefenverstellung die Kopfkontaktzeit und der NIC reduziert werden. Jedoch wurde bei einem gleichbleibendem Kopfabstand und einer generell um 15 mm höheren über die Lehne verteilten Schaumdicke und einer damit einhergehenden Anpassung der Position des BioRID II ein reduzierter NIC und Kopfkontaktzeit ermittelt werden. Es ist daher bei der Analyse des Kopfabstands auf die Kausalität zu achten. Bei einem generell geringen Kopfabstand ist auf die Umsetzung und die Vorgehensweise zu achten, da ansonsten unerwünschte Verletzungskriterien erhöht werden. Bei der Betrachtung der Änderung des Kopfabstands muss das Vorgehen und die Gesamtauslegung des Sitzes detailliert mit einbezogen werden.

## 7 Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurde mithilfe explorativer Datenanalyse Einflüsse auf die Kinematik eines BioRID II während eines Heckaufpralls im niedrigen Geschwindigkeitsbereich durch Änderungen von Sitzdesignparameter untersucht. Der Kausalitätsnachweis der postulierten Ergebnisse der MVA-Methoden konnten anhand von einem Sitz beispielhaft untersucht und die Anwendbarkeit bestätigt werden. Somit wurde die Grundlage gelegt, auf deren Basis auf der einen Seite die Anforderungen der verschiedenen Verbraucherschutzorganisationen, auf der anderen Seite die Anforderungen an Funktionsvielfalt, Gewicht und Kosten im besten Kompromiss zueinander erfüllt werden können.

Mithilfe der aus den letzten zehn Jahren gesammelten Daten von über 200 verschiedenen Sitztypen verschiedener Hersteller wurde es ermöglicht, die Einflüsse der einzelnen Sitzkomponenten durch MVA-Methoden zu quantifizieren. Dabei wurden die Sitze des Datensatzes anhand der aktiven Segmentierungseigenschaften in 13 Gruppen klassifiziert. Über die passiven Segmentierungseigenschaften konnten die jeweiligen Charakteristiken der identifizierten Gruppen beschrieben werden. Mittels der Faktorenanalyse wurden Einflüsse der Sitzdesignparameter auf die Kinematik des BioRID II durch gebildeten Faktoren je Pulsverlauf identifiziert. Somit konnten die Interaktionseffekte der untersuchten Sitzdesignparameter auf die Kinematik eines BioRID II während eines Heckaufpralls im niedrigen Geschwindigkeitsbereich identifiziert werden.

Die Analyse der Kausalität der Auswirkung einer Änderung eines Sitzdesignparameters auf die Kinematik des BioRID II im Heckaufprall wurde anhand von FEM Simulationen durchgeführt. Hardwareversuche wurden nicht für die Untersuchung verwendet, da ein reproduzierbarer Versuchsaufbau aufgrund der Abweichung in der Position des BioRID II im H-Punkt, Lage des Torsos und folglich in der Einstellung der Verstellungseinheiten des Sitzes nicht in einer vergleichbaren Genauigkeit möglich gewesen wäre. Ebenfalls konnte mithilfe des FEM Modells gezielte Änderungen der Sitzdesignparameter umgesetzt werden. Dadurch wurde es ermöglicht, Einflussfaktoren unter gleichbleibenden Bedingungen zu untersuchen und Interaktionseffekte mittels eines validierten Modells zu analysieren. Das verwendete FEM-Modell hat in einem Abgleich zu einem Realversuch gezeigt, dass noch Verbesserungspotenzial in den Materialkarten der Sitzschäume, dem Sitzbezug, Darstellung der Komponenten und der Verbindungselementen der Struktur und auch der Komponenten vorhanden ist.

Bezugnehmend auf die Forschungsfragen konnten im Rahmen dieser Arbeit folgende zusammenfassende Antworten gewonnen werden:

- Die Kombination des Kopfabstands, der Kopfstützenschaumdicke und der Lage der Lehne zusammen mit der Schaumdickenverteilung auf der Lehne sind wesentliche Sitzdesignparameter die gesamthaft betrachtet werden müssen, damit das NIC Kriterium vorhergesagt werden kann. Es wurde dabei auch gezeigt, dass ein relativ hoher Kopfabstand durch die Schaumdickenverteilung kompensiert werden kann.
- Die Lage der Lehnen, bzw. die Verteilung der Schaumdicke entlang der Lehne zeigt ebenfalls einen Einfluss auf die T1x Beschleunigung und dadurch auf den NIC, wenn dieser in Kombination mit einer Lehne von einem geringen Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger auftritt.
- Der Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger beeinflusst sowohl das obere Nackenmoment als auch die obere und untere Nackenscherkraft.

- Der Kopfabstand ist in der Literatur meist nicht ausreichend diskutiert. Dies beruht darauf, dass der Kopfabstand das Resultat aus der Kopfstützenschaumdicke, dem Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger und der Verteilung der Schaumdicke entlang der Lehne ist. Die Scheinkorrelation dieses Parameters zu Parametern wie der Kopfstützenschaumdicke, dem Abstand in x zwischen der Kopfstütze und dem Lehnenquerträger und Schaumdickenverteilung entlang der Lehne, wird innerhalb dieser Arbeit deutlich.
- Das Bauteilgewicht, bzw. die Verteilung des Gewichts entlang der Lehne, bilden einen wesentlichen Beitrag in der Bewertung der Verletzungswahrscheinlichkeit aufgrund dem Setzverhalten der Lehne, welches durch die Massenträgheit der Komponenten beeinflusst wird.
- Es hat sich gezeigt, dass die Scheinkorrelation einen häufig auftretenden Effekt in der Betrachtung von nur einzelnen Sitzdesignparameter darstellt. Dadurch muss der Betrachter der Einflussfaktoren regelmäßig hinterfragen, ob die Verletzungswahrscheinlichkeit durch den betrachteten Parameter beeinflusst wird oder ob dieser Parameter eine direkte Korrelation mit einem anderen Parameter aufweist, welcher eigentlich die Verletzungswahrscheinlichkeit beeinflusst.

Die Aussagen beziehen sich auf die beobachteten wiederholt auftretenden Muster der in dieser Arbeit untersuchten Ergebnisse. Grundlegend können diese Erkenntnisse allgemein gültig angewandt werden. Jedoch hat sich anhand des erbrachten Kausalitätsnachweises gezeigt, dass bei der Anwendung einzelner Sitzmodellen Abweichungen aufgrund von Scheinkorrelationen auftreten können. Dies unterstreicht die Notwendigkeit, weitere Parameter zu untersuchen. Unter anderem wäre ein umfassenderer und erweiterter Datensatz für die Faktorenanalyse, welcher Informationen, wie z.B. den H-Punkt relativ zur Sitzstruktur beinhaltet, vorteilhaft. Ebenfalls wäre es möglich mittels eines größeren Datensatzes, die Segmentierungseigenschaften anhand einer Faktorenanalyse je Gruppe zu untersuchen. Somit können Scheinkorrelationen deutlich reduziert und die Güte der Aussage verbessert werden. Neben dem H-Punkt sind Sitzdesignparameter, wie der Winkel der Anprallfläche der Kopfstütze, Gewichte der Bauteile und Komponenten, Schwerpunkt der Lehne und Eigenfrequenzen möglicherweise essentielle Parameter. Diese Parameter konnten jedoch aufgrund der limitierten Verfügbarkeit nicht mit den vorliegenden MVA-Methoden in dieser Arbeit berücksichtigt werden.

Trotzdem wurden im Rahmen dieser Arbeit Grundlagen dafür erarbeitet, ein lokales Optimum der Sitzauslegung unter verschiedenen Anforderungen zu identifizieren. Dies ist dadurch bedingt, dass einzelne Komponenten nicht isoliert zum Gesamtwert beitragen, sondern verschiedene Interaktionseffekte vorweisen. So können in einem der nachfolgenden Schritte im Rahmen einer Optimierung verschiedene lokale Optima herausgearbeitet werden.

Aufbauend auf dem vorhandenen validierten Simulationsmodell können im Rahmen eines „Design of Experiments“ (DoE) überlagerte Einflussparameter untersucht werden. Dadurch wird es ermöglicht, eine Vielzahl an unterschiedlichen Ausprägungen zu analysieren, wie z.B. überlagerte Einflüsse des H-Punkts relativ zum Torso oder relativ zur Schaumdickenverteilung sowie weitere Parameter. Somit wäre es möglich ein detaillierteres lokales Optimum für die unterschiedlichen und teilweise konträren Anforderungen zu finden.

Einflüsse auf die Kinematik eines Insassen während eines Heckaufpralls durch Änderungen der Sitzdesignparameter können mithilfe der in dieser Arbeit gewonnen Erkenntnissen in einer frühen Phase der Konzeptbewertung vorhergesagt werden. Eine Reduzierung der

Entwicklungskosten, die sich durch eine zutreffende Vorhersage der sich ergebenden Verletzungswahrscheinlichkeit durch eine Änderung eines Sitzdesignparameters oder sogar eines neuen Sitzkonzeptes in der frühen Phase ergibt, ist nicht vergleichbar zu den entstehenden Kosten durch signifikante Anpassungen von Serienwerkzeugen, die notwendig werden, wenn der Sitz erst kurz vor dem Serienstart nochmals angepasst bzw. überarbeitet werden muss. Eine konzeptionell robuste Auslegung, die die vielen unterschiedlichen Anforderungen an Funktionsvielfalt, Gewicht und Kosten erfüllt, ist für die zukünftige Sitzauslegung unabdingbar.



## 8 Literaturverzeichnis

1. Richter M, Otte D, Pohlemann T, Krettek C, Blauth M (2000) Whiplash-type neck distortion in restrained car drivers: frequency, causes and long-term results. *European Spine Journal* 9(2):109–117
2. Schmitt K-U, Niederer PF, Cronin DS, Muser MH, Walz F (2014) *Trauma-Biomechanik. Einführung in die Biomechanik von Verletzungen*, 2. Aufl. Springer Vieweg, Berlin, Heidelberg
3. Wilhelm B (2001) *Konzeption und Bewertung einer modularen Fahrzeugfamilie. Strategien und Methoden*. Dissertation. Shaker Verlag, Aachen
4. Backhaus K, Erichson B, Plinke W, Weiber R (2016) *Multivariate Analysemethoden. Eine anwendungsorientierte Einführung*, 14. Aufl. Gabler Verlag, Berlin, Heidelberg
5. Linder A, Schick S, Hell W, Svensson M, Carlsson A, Lemmen P, Schmitt K-U, Tomasch E (2013) ADSEAT - Adaptive Seat to Reduce Neck Injuries for Female and Male Occupants. *Accident Analysis & Prevention* 60:334–343
6. Kullgren A., Eriksson L, Bostroem O, Krafft M (2003) Validation of neck injury criteria using reconstructed real-life rear-end crashes with recorded crash pulses 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Bd 344
7. Eichberger A, Geigl B, Moser A, Fachbach B, Steffan H, Hell W, Langwieder K (1996) Comparison of Different Car Seats Regarding Head-Neck Kinematics Of Volunteers During Rear End Impact IRCOBI 1996 International Research Council on the Biomechanics of Injury
8. Sobotta J, Paulsen F, Waschke J (2010) *Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat*, 23. Aufl. Atlas der Anatomie des Menschen, / Sobotta ; Bd. 1. Elsevier Urban & Fischer, München
9. Sances A, Myklebust JB, Maiman DJ, Larson SJ, Cusick JF, Jodat RW (1984) The biomechanics of spinal injuries. *Crit Rev Biomed Eng* 11(1):1–76
10. Gennarelli TA, Wodzin E (2006) AIS 2005: a contemporary injury scale. *Injury* 37(12):1083–1091
11. Spitzer WO, Skovron ML, Salmi LR, Cassidy JD, Duranceau J, Suissa S, Zeiss E (1995) *Scientific monograph of the Quebec Task Force on Whiplash-Associated Disorders: redefining "whiplash" and its management*. *Spine* 20(8 Suppl):1
12. McElhaney JH, Myers BS (1993) *Biomechanical Aspects of Cervical Trauma. Accidental Injury*. doi:10.1007/978-0-387-21787-1\_15
13. Linder A, Carlsson A, Svensson MY, Siegmund GP (2008) Dynamic responses of female and male volunteers in rear impacts. *Traffic Inj Prev* 9(6):592–599. doi:10.1080/15389580802384669
14. Eichberger A, Steffan H, Geigl B, Svensson M, Boström O, Leinzinger EP, Darok M (1998) Evaluation of the Applicability of the Neck Injury Criterion (NIC) in Rear End Impacts on the Basis of Human Subjects Tests IRCOBI 1998 International Research Council on the Biomechanics of Injury, Göteborg, Sweden, S 153–161
15. Grauer JN, Panjabi MM, Cholewicki J, Nibu K, Dvorak J (1997) Whiplash produces an S-shaped curvature of the neck with hyperextension at lower levels. *Spine* 22(21):2489–2494
16. Ivancic PC, Xiao M (2011) Understanding whiplash injury and prevention mechanisms using a human model of the neck. *Accid Anal Prev* 43(4):1392–1399. doi:10.1016/j.aap.2011.02.014

17. Yoganandan N, Pintar FA, Cusick JF, Kleinberger M (1998) Head-Neck Biomechanics in Simulated Rear Impact. *Annu Proc Assoc Adv Automot Med* 42:209–231
18. Wheeler JB, Smith TA, Siegmund GP, Brault JR, King DJ (1998) Validation of the neck injury criterion (NIC) using kinematic and clinical results from human subjects in rear-end collisions IRCOBI 1998 International Research Council on the Biomechanics of Injury, Göteborg, Sweden, S 335–480
19. Bostroem O, Svensson M, Aldman B, Hansson HA, Haaland Y, Loevsund P, Seeman T, Suneson A, Saeljoe A, Oertengren T (1996) A New Neck Injury Criterion Candidate-Based on Injury Findings in the Cervical Spinal Ganglia after Experimental Neck Extension Trauma IRCOBI 1996 International Research Council on the Biomechanics of Injury, S 123–136
20. Schmitt K-U, Muser MH, Niederer PF (2001) A new neck injury criterion candidate for rear-end collisions taking into account shear forces and bending moments 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)
21. Ivancic PC, Sha D (2010) Comparison of the whiplash injury criteria. *Accid Anal Prev* 42(1):56–63. doi:10.1016/j.aap.2009.07.001
22. Kramer F (Hrsg) (2013) *Integrale Sicherheit von Kraftfahrzeugen. Biomechanik - Simulation - Sicherheit im Entwicklungsprozess*, 4. Aufl. ATZ/MTZ-Fachbuch. Springer Vieweg, Wiesbaden
23. Seemann M, Muzzy III W., Lustick L (1986) Comparison of human and Hybrid III head and neck dynamic response. *Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference*
24. Foret-Bruno JY, Dauvilliers F TC (1991) Influence of the seat and headrest stiffness on the risk of cervical injuries in rear impact 13th International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles (ESV), S 968–974
25. Humanetics Innovative Solutions Inc. (2007) THOR-M Advanced Male Dummy. <http://www.humaneticsatd.com>. Zugegriffen: 22. November 2018
26. Davidsson J. (1999) BioRID II final report, Gothenburg, Schweden
27. van Ratingen M, Ellway J, Avery M, Gloyns P, Sandner V, Versmissen T (2009) The EuroNCAP whiplash test 21st International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)
28. Insurance Institute for Highway Safety (2008) RCAR-IIWPG Seat/Head Restraint Evaluation Protocol (Version 3)
29. Kleinberger M, Voo L, Merkle A, Szczepanowski Rafal, McGee B (2007) A Comparative Study of Dummy Sensitivity to Seat Design Parameters 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)
30. van Ratingen M (2016) Saving Lives with Safer Cars: The Past, Present and Future of Consumer Safety Ratings IRCOBI 2016 International Research Council on the Biomechanics on Injury
31. Svensson MY, Aldman B, Hansson HA, Lövsund P, Seeman T, Suneson A, Örtengren T (1993) Pressure Effects in the Spinal Canal during Whiplash Extension Motion: A Possible Cause of Injury to the Cervical Spinal Ganglia IRCOBI 1993 International Research Council on the Biomechanics of Injury, Bd 1993, S 189–200
32. Viano DC, Gargan MF (1996) Headrest position during normal driving: implication to neck injury risk in rear crashes. *Accid Anal Prev* 28(6):665–674
33. Kleinberger M, Sun E, Eppinger R, Kuppa S, Saul R (1998) Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems. NHTSA report

34. Hofinger M, Mayrhofer E, Geigl BC, Moser A, Steffan H (1999) Reduction of neck injuries by improving the occupant interaction with the seat back cushion IRCOBI 1999 International Research Council on the Biomechanics of Injury, Sitges, Spain, S 201–212
35. Wiklund K, Larsson H (1998) Saab Active Head Restraint (SAHR) - Seat Design to Reduce the Risk of Neck Injuries in Rear Impacts SAE 1998 World Congress & Exhibition. SAE International 400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States
36. Watanabe Y, Ichikawa H, Kayama O, Ono K, Kaneoka K, Inami S (1999) Relationships Between Occupant Motion and Seat Characteristics in Low-Speed Rear Impacts SAE 1999 World Congress & Exhibition. SAE International 400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States
37. Schmitt K-U, Muser MH, Niederer PF (2003) Evaluation of a new visco-elastic foam for automotive applications. *International Journal of Crashworthiness* 8(2):169–177. doi:10.1533/ijcr.2003.0226
38. Szabo TJ, Voss DP, Welcher JB (2003) Influence of seat foam and geometrical properties on BioRID P3 kinematic response to rear impacts. *Traffic Inj Prev* 4(4):315–323. doi:10.1080/714040489
39. Viano DC (2003) Seat properties affecting neck responses in rear crashes. A reason why whiplash has increased. *Traffic Inj Prev* 4(3):214–227. doi:10.1080/15389580309877
40. Locke G, Veni E, Merkle A, Kleinberger M, Wing I (2009) Influence of seatback content and deflection on FMVSS 202a dynamic response 21st International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)
41. Yang H, Yang J (2012) Optimization of Anti-Whiplash Seat Third International Conference on Digital Manufacturing and Automation (ICDMA). IEEE, Piscataway, NJ, S 574–577
42. Sendur P, Thibodeau R, Burge J, Tencer A (2005) Parametric analysis of vehicle design influence on the four phases of whiplash motion. *Traffic Inj Prev* 6(3):258–266. doi:10.1080/15389580590969382
43. Broos J, Meijer R (2016) Simulation Method for Whiplash Injury Prediction Using an Active Human Model IRCOBI 2016 International Research Council on the Biomechanics on Injury
44. Yim J, Lee M, Lim N, Shim S (2016) A Simulation Study of Neck Injury for Dummy Position Change in Low Speed Rear Impact IRCOBI 2016 Asia Conference International Research Council on the Biomechanics of Injury
45. (2004) Head Restraints. 49 CFR Part 571 Federal Register, S 25483–25524
46. Locke G YA (2007) Benefits of Active Head Restraints for Compliance to Rear Impact Test Requirements. SAE Technical Pa
47. Lundell B, Jakobsson L, Alfredsson B, Jernström C, Isaksson-Hellman I (1998) Guidelines for and the Design of a Car Seat Concept for Improved Protection against Neck Injuries in Rear End Car Impacts SAE 1998 World Congress & Exhibition. SAE International 400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States
48. Sekizuka M (1998) Seat Designs for Whiplash Injury Lessening 16th International Technical Conference 1998, S 1570–1578
49. Kim S-W, shim S-J, Suh M-W (2011) Evaluation of the Repeatability and Reproducibility on BioRIDIIg In Rear-Impact Sled Test SAE 2011 World Congress & Exhibition. SAE International 400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States
50. Helm M, Rathmann S, Weigand P (2013) Seat design differences as a result of the variety of global whiplash test procedures 23rd International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), S 13–287

51. Kleinberger M, Voo L, Merkle A, Bevan M, Chang S-S, McKoy F (2003) The role of seatback and head restraint design parameters on rear impact occupant dynamics 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)
52. United Nations Economic Commission for Europe (1995) Uniform provisions concerning the approval of vehicles with regard to the seats, their anchorages and any head restraints. ECE-R17
53. SAE (1995) Instrumentation for Impact Test, Part 1, Electronic Instrumentation. SAE J211-1
54. American Society of Mechanical Engineers (2006) Guide for Verification and Validation in Computational Solid Mechanics (ASME Standard V&V 10-2006)
55. Gehre C, Gades H, Wernicke P (2009) Objective Rating of Signals Using Test and Simulation Responses 21st International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)
56. International Organization for Standardization (2013) Road vehicles -- Objective rating metrics for dynamic systems, 1. Aufl 43.020(ISO/TR 16250:2013)
57. Bundesministerium für Verkehr und digitale Infrastruktur (2014) Uniform provisions concerning the approval of vehicles with regard to the seats, their anchorages and any head restraints. UN/ECE R17
58. Klein B (2013) Leichtbau-Konstruktion. Berechnungsgrundlagen und Gestaltung, 10. Aufl. Lehrbuch. Springer Vieweg, Wiesbaden
59. Friedrich HE (2013) Leichtbau in der Fahrzeugtechnik. Springer Fachmedien Wiesbaden, Wiesbaden
60. The International Council on Clean Transportation (2014) Global Comparison of Passenger Car and Light-commercial Vehicle Fuel Economy/GHG Emissions Standards. [https://www.theicct.org/sites/default/files/info-tools/ICCT\\_PV\\_standard\\_Feb2014.pdf](https://www.theicct.org/sites/default/files/info-tools/ICCT_PV_standard_Feb2014.pdf). Zugegriffen: 04. Mai 2017
61. WorldAutoSteel (2018) Advanced High-Strength Steels Application Guidelines. <http://www.worldautosteel.org/>. Zugegriffen: 01. Juni 2018
62. ThyssenKrupp InCar plus (2014) Wirtschaftliche Leichtbau-Sitzstrukturen aus Stahl. ATZ Extra 19(10):119–123. doi:10.1365/s35778-014-1341-2
63. Vangipuram R (2007) Failure Mode Characterization of AHSS in Automotive Seat Structure Assemblies SAE Technical Paper Series. SAE International 400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States
64. Radtke P, Abele E, Zielke AE (2004) Die smarte Revolution in der Automobilindustrie. Das Auto der Zukunft, Optionen für Hersteller, Chancen für Zulieferer. Redline-Wirtschaft bei Ueberreuter. Ueberreuter, Frankfurt
65. Renner I Methodische Unterstützung funktionsorientierter Baukastenentwicklung am Beispiel Automobil. München, Techn. Univ., Diss., 2007
66. Cureton EE, D'Agostino RB (2013) Factor Analysis. An Applied Approach. Taylor and Francis, Hoboken
67. Kramer F (1990) Schutzkriterien für den Fahrzeug-Insassen im Falle sagittaler Belastung. Zugl.: Berlin, Techn. Univ., Diss. Fortschritt-Berichte / VDI Reihe 12, Verkehrstechnik, Fahrzeugtechnik, Bd 137. VDI-Verl., Düsseldorf
68. Siegmund GP, Heinrichs BE, Chimich DD, DeMarco AL, Brault JR (2005) The effect of collision pulse properties on seven proposed whiplash injury criteria. *Accid Anal Prev* 37(2):275–285. doi:10.1016/j.aap.2004.10.002

69. Szabo TJ, Voss DP, Welcher JB (2002) Relationships Between Impact Pulse Duration and Occupant Kinematics in Low Speed Rear Impacts SAE 2002 World Congress & Exhibition. SAE International 400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States



## 9 Anhang

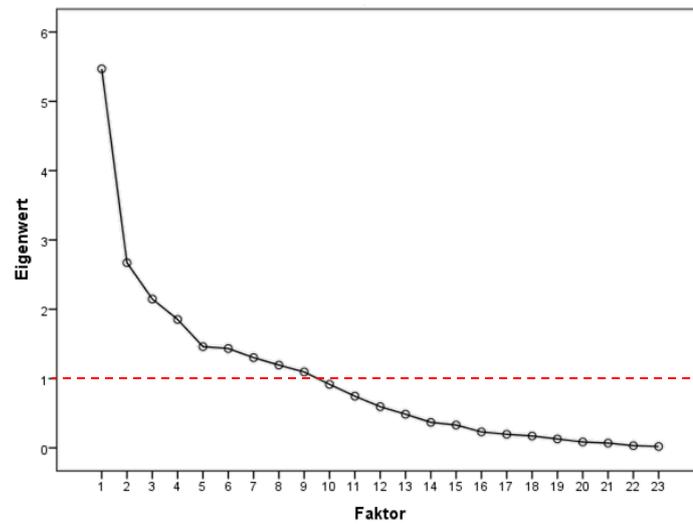


Abbildung A 1 Screentest des Eigenwertes und Darstellung des Kaiser-Kriteriums, rote Linie, für den LSP

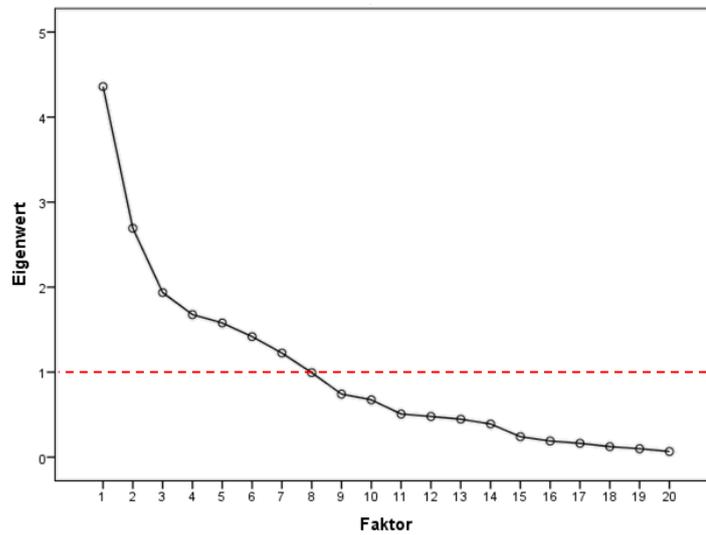


Abbildung A 2 Screentest des Eigenwertes und Darstellung des Kaiser-Kriteriums, rote Linie, für den MSP

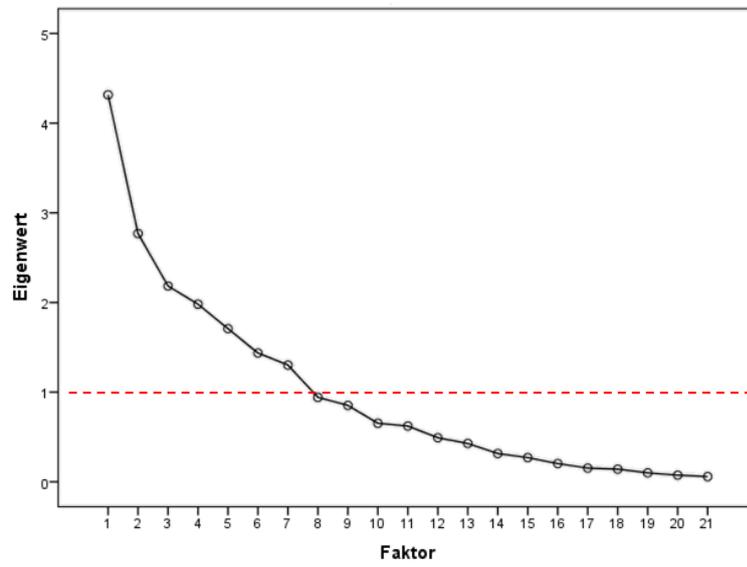


Abbildung A 3 Screentest des Eigenwertes und Darstellung des Kaiser-Kriteriums, rote Linie, für den HSP

Tabelle A 1 Gruppeneinteilung

Cluster 1	Cluster 2	Cluster 3	Cluster 4	Cluster 5	Cluster 6	Cluster 7	Cluster 8	Cluster 9	Cluster 10	Cluster 11	Cluster 12	Cluster 13
Kia- Picanto-2017	MERCEDES-BENZ-B-Class-2011	SUBARU-XV-2011	Mazda-CX-5-2012	Mitsubishi-Space Star Mirage-2013	Hyundai- I30-2017	Chevrolet-Trax-2013	Nissan-NP300 Navara-2015	Opel-Grandland-2017	Mercedes-CLA-2013	Kia-Ceed-2012	Subaru-Impreza-2017	TOYOTA-Yaris-2011
Kia-Optima-2015	Honda-Civic-2017	VW- Touran-2015	Hyundai-I30-2012	Ford-ECO-Sport-2013	Kia- Rio-2017	Ford-B-Max-2012	Mercedes-Benz-X-Class-2017	Peugeot-3008-2015	Mercedes-C-Klasse-2014	Mitsubishi-Outlander-2013	Tesla-Model S-2014	FORD-Ranger-2011
Renault- Scenic-2016	Hyundai-i20-2015	OPEL-Ampera-2011	Mazda-6-2013	CITROEN-DS5-2011	Renault-Mégane-2015	Landrover-Discovery-2014	Mazda-CX-5-2017	VW-Polo-2017	Mercedes-Benz-C-Class Cabriolet-2017	Ssangyong-TIVOLI-2016	VW-Passat-2014	Maserati-Ghibli-2013
Kia-Sorento-2014	Honda-HR-V-2015	Hyundai-Santa Fe-2012	Lexus-IS-300-h-2013	Nissa -Note-2013	Kia-Sportage-2015	Jaguar- E-Pace-2017	Seat-Ateca-2016	DS-DS7 Crossback-2017	Mercedes Benz-E-Class-2015	Mitsubishi-L200-2015	Ford-Tourneo-2013	Nissan-e-NV200-2014
NISSAN-Leaf-2011	CHEVROLET-Malibu-2011	MERCEDES-BENZ-M-Class-2011	Subaru-Outback-2014	Peugeot-308-2013	Renault-Talisman-2015	BMW-3er-2012	BMW-Active Tourer-2014	Opel/Vauxhall-Astra-2015	Infinity-Q50-2013	Citroën-C3 Aircross-2017	VW- Arteon-2017	Fiat- Doblo-2017
Mazda-CX-3-2015	Nissan-Pulsar-2015	Subaru-Forester-2012	Toyota-Aygo-2017	Renault-Megane-2014	Kia-Soul-2014	Jaguar- F-Pace-2017	Skoda-Kodiaq-2017	Porsche-Marcan-2014	Toyota-Auris-2013	Land Rover-Discovery-2017	LANCIA-Thema-2011	JEEP-Compass-2012
Nissan-X-Trail-2014	Toyota-Prius-2016	GEELY-Emgrand-2011	Mitsubishi-Eclipse Cross-2017	Fiat-500-2017	Kia- Stinger-2017	BMW-1-Series-2012	Toyota-Yaris-2017	Opel-Insignia-2017	Hyundai-Ioniq-2016	Nissan-Micra-2017	Citroën-e-Mehari-2017	Jeep-Renegate-2014
Honda- Jazz-2015	Honda-Civic-2012	Fiat-500X-2015	Suzuki-Baleno-2015	Renault-Captur-2013	Ford-Edge-2016	Skoda-Superb-2015	Audi-Q7-2015	Citroen-Picasso C4-2013	Renault-Twingo-2014	Subaru-Levorg-2015	Opel-Corsa-2014	Fiat-500L-2012
Mazda-3-2013	Jeep-Grand Cherokee-2013	AUDI-Q3-2011	AUDI-A6-2011	Renault-Clio-2012	Jeep-Compass-2017	JAGUAR-XF-2011	VW -T-Roc-2017	Opel/Vauxhall-Crossland X-2017	Volvo-XC90-2015	BMW-I3-2013	MG-3-2014	Lancia-Ypsilon-2015
Toyota-Corolla-2013	Kia Niro-2015	CHEVROLET-Aveo-2011	Citroen-C3-2017	RENAULT-Fluence_ZE-2011	Alfa Romeo-Stelvio-2017	BMW-X3-2017	Škoda-Karoq-2017		BMW- Z4-2015	Qoros-3 Sedan-2013		
Suzuki-SX4-2012	BMW-X3-2011	VW-up-2011	Mini-Countryman-2017	LANCIA-Voyager-2011	BMW-X3-2017		Lexus-RX-2015		Smart-forfour-2014	Ford-Mustang-2017		
MG- ZS-2017	Toyota- C-HR-2017	VW-Golf-2014	Seat-Arona-2017	PEUGEOT-508-2011	Ford- Fiesta-2017		Lexus-NX-2014		VW-Jetta-2011	Nissan-Quashqai-2014		
Porsche-Cayenne-2017	FIAT-Tipo-2016	Audi-A3-2012	Renault-Koleos-2017	MG-6-2011	Ford-Mondeo-2014		Audi-A3 Sportsback-2014		Toyota-Rave4-2013	Ford- Galaxy-2015		
VW-Caddy-2015	Ford-Fiesta-2012	Ford-Kuga-2012	CHEVROLET-Orlando-2011	Range Rover-L405-2012	Ford-Ka+ -2017		Audi-Q2-2016		Volvo-S90-2017			
Suzuki- Vitara-2015	VW-Beetle-2011	JEEP-Grand_Cherokee-2011	Alfa Romeo-Giulietta-2017		Jaguar-XF-2015		Infinity- Q30-2015		Ford-Grand C-MAX-2017			
Hyundai-KONA-2017	VW-Golf-2012				Mercedes-Citan-2013		Toyota-Hilux-2015		LEXUS-CT200h-2011			
Honda-CR-V-2013	Skoda-Fabia-2014						Audi-Q5-2017					
Suzuki-Ignis-2016	VW-Golf_Cabriolet-2011						VW-Tiguan-2016					
Suzuki- Swift-2017							Audi-A4-2015					
Alfa Romeo-Giulia-2016							Suzuki-Celerio-2014					
							Skoda-Rapid-2012					
							Seat-Leon-2012					

Tabelle A 2 F-Test und t-Wert der Cluster Analyse

	Cluster1		Cluster2		Cluster3		Cluster4		Cluster5		Cluster6		Cluster7		Cluster8		Cluster9		Cluster10		Cluster11		Cluster12		Cluster13	
	F-Test	t-Wert	F-Test	t-Wert	F-Test	t-Wert	F-Test	t-Wert	F-Test	t-Wert	F-Test	t-Wert	F-Test	t-Wert	F-Test	t-Wert	F-Test	t-Wert	F-Test	t-Wert	F-Test	t-Wert	F-Test	t-Wert	F-Test	t-Wert
BacksteHRMdm	0,351594	-0,57002	0,263908	-0,50034	1,149094	6,74E-05	0,447668	-0,04372	0,934245	-0,5982	0,573494	-0,73734	0,409268	-0,09108	0,545284	0,476568	0,161858	-0,10373	0,555891	-0,07334	0,830869	-0,14884	1,173763	0,606988	1,658541	1,193359
HeightHRMdm	1,322081	-0,1521	1,58389	0,010564	0,721722	-0,37819	0,421248	0,042495	1,037061	0,423169	0,586191	-0,69546	0,488814	-0,00955	0,377319	-0,16009	-0,03108	-0,40384	0,48131	-0,22059	0,982326	-0,23456	1,265625	0,305878	0,993767	0,60036
LT1g	0,575073	-0,59606	0,903788	0,646397	0,462592	-0,66019	0,757216	0,417561	0,79266	-0,18503	0,666821	-0,24885	0,376297	1,181188	0,458674	0,136403	4,564226	-0,7739	1,411989	0,933972	0,434368	-0,13317	0,8181	-0,03239	0,634858	-0,02423
LHCtms	0,301112	-0,49561	0,329282	-0,67626	0,381034	-0,36303	0,366759	-0,007	0,952301	-0,57467	0,439481	-0,67539	0,26494	0,129739	0,382726	0,672651	0,95765	-0,06134	0,652113	-0,13017	0,69307	0,266833	0,152946	0,980901	0,509349	1,56803
LNlCm2s2	0,429879	-0,88698	0,228935	-0,86631	0,787758	0,009391	0,174167	-0,81485	0,649577	0,220019	0,383777	-0,28831	0,789459	0,257505	0,313459	0,133818	1,498738	0,058681	0,433742	0,156186	0,323811	-0,06513	1,086426	1,226657	0,598071	1,332543
LNkm	1,255017	1,262805	0,545509	-0,22276	1,33666	0,538127	0,657798	0,100153	0,388691	-0,47288	0,350086	0,646081	0,136805	-0,59873	0,503251	-0,49772	57,37425	0,954992	0,342531	-0,54285	0,810957	-0,46027	0,46027	0,667701	0,056516	1,04579
Lvrebms	1,234974	-0,70664	0,78177	0,023361	1,025292	-0,15933	0,484092	-0,21348	0,851985	0,856738	0,437403	-0,10304	0,198403	0,777751	0,207379	0,067004	22,22044	-0,14259	0,956739	-0,7187	0,517502	0,778121	0,634934	-0,82173	0,509685	0,960093
LFx_upN	0,227438	-0,11722	0,160412	-0,36484	0,348783	-0,0003	0,230982	-0,30924	1,050671	0,602856	0,333988	-0,2734	0,148303	-0,2605	0,252264	9,64E-05	0,100748	1,221989	0,099111	-0,42434	0,086743	-0,46959	0,391476	-0,25355	0,442896	-0,09394
LFz_upN	0,404875	-0,84644	0,421706	-0,40736	0,820969	-0,64681	0,374384	-0,53668	0,637278	0,954124	0,2242	-0,36177	0,168924	0,717577	0,367604	-0,61068	0,010724	-0,72754	0,372616	0,055306	0,205321	0,645008	0,372444	0,023038	0,900799	1,391891
LMY_up_FlexNm	0,138509	-0,54518	0,458486	0,861298	0,370034	-0,08197	0,612075	-0,99422	2,033238	1,717569	0,094573	-0,47375	0,53923	1,121215	0,222455	-0,33079	0,568516	0,176004	0,55267	-0,64459	0,564301	0,08489	0,112129	-0,18338	0,435342	0,251696
LMY_up_ExtNm	0,169288	1,066792	0,995911	-0,59549	0,24905	-1,8784	0,370367	-0,381	0,842596	-0,17212	0,067837	0,833435	0,256761	-0,61442	0,19515	0,254567	0,231925	1,065792	0,177675	-0,23307	0,201378	0,387777	0,139818	0,938964	0,383664	-0,97796
LFx_lowN	0,206694	-0,78181	0,505545	-0,20096	0,782586	-0,22243	0,55358	-1,07937	1,207652	1,089987	0,245188	-0,12988	0,169624	1,133929	0,322686	-0,1636	0,023604	-0,33638	0,786619	-0,22426	0,809023	0,543393	0,531936	0,17064	0,856361	1,671285
LFz_lowN	0,410684	-0,37224	0,393413	-0,18715	0,529498	-0,19578	0,380711	-1,021	1,922482	0,736738	0,705783	0,060924	0,623435	0,926946	0,522042	-0,30529	-0,62844	0,769393	-0,19135	0,951054	0,611445	0,720688	0,611923	2,00255	0,99799	
LMY_low_FlexNm	0,245632	-0,27322	0,644424	-0,01203	0,157794	-0,10928	0,60585	-0,0994	7,05132	1,071861	0,097418	-0,37567	0,174864	0,100023	0,335122	-0,40134	0,267215	-0,14947	1,060796	0,24751	0,403509	-0,24766	0,469322	0,077395	0,48832	-0,05097
LMY_low_ExtNm	0,57628	0,339102	0,403592	-0,63368	0,741363	-1,01944	0,058976	-0,38917	1,423544	0,191363	0,282354	0,23098	1,323464	0,10324	0,39724	0,394075	0,285811	0,354931	0,485195	0,03219	0,293523	0,528043	0,625368	0,678818	2,899469	-0,83412
MT1g	0,400214	-0,62819	0,790459	0,395368	0,337132	-0,67447	0,594338	-0,02963	0,792752	0,034177	0,256054	-0,49302	0,562606	1,247607	0,22808	-0,12147	1,32546	-1,00209	0,835422	1,490742	0,75236	0,045523	0,574053	-0,22864	0,440699	0,161402
MHCtms	0,153998	-0,51169	0,250931	-0,68789	0,289071	-0,37589	0,202947	-0,34956	0,477368	0,705783	-0,154784	-0,67779	-0,04349	0,411833	0,494577	0,869515	-0,30694	0,760069	0,058288	0,408164	0,133411	0,314283	1,155545	0,538973	1,764914	
MNIcM2s2	0,392157	-1,03127	0,485192	-0,94023	0,429281	0,206685	0,297863	-0,66827	1,169706	0,495136	0,488046	0,338249	0,341849	0,371726	0,25309	-0,28885	1,296497	0,182247	0,838495	0,079294	0,378577	0,039274	0,477119	0,666657	0,793598	0,734499
MNkm	0,499801	0,640492	0,439344	0,255177	0,837518	-0,26418	0,376234	-0,26418	0,692662	0,607945	0,215089	-0,68517	0,147289	0,527853	0,274231	0,109638	71,30666	0,69095	0,550737	0,473063	0,177287	-0,86631	0,666598	0,070844	0,649387	-0,34709
Mvrebms	1,109586	-0,803	0,972873	0,091963	0,515573	-0,17478	0,672842	-0,33169	0,463094	0,652355	0,932695	-0,13008	0,109488	1,069568	0,178213	0,041005	18,25161	-0,56619	0,678504	-0,25595	0,247033	0,765892	0,939448	-0,86953	0,527334	1,105018
MFx_upN	0,058518	-0,4445	0,261842	-0,19429	0,317677	-0,12366	0,06768	-0,45555	0,503717	1,299729	0,076992	-0,41563	0,317438	0,007372	0,097348	-0,35522	0,047218	1,039917	0,028003	-0,46156	0,070469	-0,40727	0,130032	-0,34029	0,928268	0,244944
MFz_upN	0,293417	-1,01213	0,540828	-0,63866	0,928842	-0,25785	0,312835	-0,73282	0,394947	0,678744	0,355691	0,060216	0,138689	0,932608	0,51557	-0,7012	0,017212	-0,58775	0,246187	-0,26398	0,386698	0,667627	0,549412	0,226188	1,128217	1,44504
MMY_up_FlexNm	0,069894	-0,85395	0,407521	-0,680456	0,32981	-0,47435	0,360197	-1,21852	0,229033	1,413764	0,26074	-0,50702	0,262131	1,867036	0,502927	-0,17617	0,309234	0,136124	0,968915	-0,25465	0,174232	0,313972	0,293052	-0,28577	0,404171	0,670267
MMY_up_ExtNm	0,113597	1,190284	1,08898	-0,63011	0,197261	-1,61828	0,366463	-0,37003	1,028473	-0,31983	0,238005	0,462902	0,665767	-0,41373	0,262339	0,246845	0,331071	1,303264	0,384307	-0,19244	0,149546	0,164162	0,480071	0,831752	0,404993	-0,77696
MFx_lowN	0,148579	-0,74597	0,401341	-0,30897	0,904635	0,020511	0,734713	-1,28352	1,02854	0,84768	0,274562	0,175171	0,169676	1,090158	0,254586	-0,08869	0,020216	-0,30214	0,967389	-0,3409	0,979646	0,474658	0,7147	0,218301	0,846828	1,543014
MFz_lowN	0,413135	-0,32749	0,404576	-0,27509	1,086076	-0,01552	0,548543	-1,07511	0,863624	0,391461	0,608768	0,363732	0,300158	0,632172	0,525558	-0,4068	0,019018	-0,31686	1,14028	-0,17468	1,167682	0,675126	0,084622	0,317744	0,205448	1,177433
MMY_low_FlexNm	0,141162	-0,35482	0,665529	-0,011654	0,679656	0,127127	0,351995	-0,43702	5,148479	0,934018	0,245067	-0,18235	-1,29249	0,370995	0,504687	-0,15114	0,329114	0,01023	0,605866	-0,04259	1,231392	-0,03397	0,645085	0,061324	1,092336	0,212273
MMY_low_ExtNm	0,143116	0,148266	0,609691	-0,55802	0,70917	0,96667	0,223188	-0,34622	1,372467	0,159552	0,209491	0,500003	1,64954	0,155888	0,388922	0,424773	0,178818	0,37696	0,503172	-0,09887	0,288959	0,662511	0,583606	0,536141	2,495466	1,18547
HT1g	0,789345	-0,47478	0,585676	0,25721	0,842103	-0,25627	0,75284	-0,45773	0,948661	-0,10676	0,453202	-0,11091	1,093895	0,478105	1,09996	-0,30229	2,944428	0,107479	1,524912	1,245805	0,65538	-0,15811	0,744239	-0,63568	1,199974	0,132315
HHCtms	0,188524	-0,49581	0,28441	-0,63037	0,18371	-0,23052	0,126973	-0,26719	0,519125	-0,66396	0,219848	-0,7167	0,358837	-0,02895	0,44853	0,612469	0,817881	-0,22325	1,049031	0,018204	0,617523	0,383028	0,141263	1,149848	0,094039	1,495181
MNIcM2s2	0,342304	-1,10463	0,233974	-0,96055	0,441829	0,418549	0,20644	-0,91146	0,946496	0,545554	0,425428	0,073592	0,356254	0,341886	0,342088	-0,27695	1,294441	0,067766	0,677989	-0,03588	0,275725	0,183531	0,647897	0,886742	0,452902	0,888483
HNkm	1,06694	0,442754	0,438093	-0,6523	1,242381	0,548737	0,967269	0,922935	0,482009	-0,34422	0,466209	0,391355	0,627437	-1,24467	0,193166	0,275159	38,72302	0,667809	0,774921	-0,3512	0,343745	-0,03446	1,129697	0,452509	0,649389	-0,34703
Hvrebms	1,339872	-0,34478	1,09831																							