



Diplomarbeit

Sicherheitswirkung von Rückhaltesystemen im Fahrzeugfond

von Christoph Mottl

Durchgeführt am Institut für Fahrzeugsicherheit
Member of the Frank Stronach Institut
Technische Universität Graz
Studienrichtung Maschinenbau

Vorstand: Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Hermann Steffan

Betreuer: Dipl.-Ing. Dr.techn. Florian Feist

Graz, März 2010



Danksagung

An dieser Stelle bietet sich mir die Möglichkeit, den Menschen zu danken, die zum Erfolg dieser Arbeit beigetragen haben. Besonderer Dank gilt dabei meinem Betreuer Florian Feist, der mich mit Kompetenz, Geduld und freundlicher Unterstützung durch die gesamte Arbeit begleitet hat.

Weiters bedanke ich mich bei Wolfgang Sinz, Ernst Tomasch und Heinz Hoschopf, deren Hilfe zur Lösung des einen oder anderen Problems beigetragen hat. Bei der Durchführung des Experiments danke ich Alexander Hödl, Michael Kohlweg sowie Stefan Neuhold, die mich beim Vorankommen dieser Arbeit tatkräftig unterstützt haben.

Ein herzliches Dankeschön geht auch an alle anderen Mitarbeiter des Instituts, die mir in einem angenehmen Arbeitsklima mit Rat und Tat zur Seite standen.

Meinen Eltern bin ich sehr verbunden, weil sie mir dieses Studium finanziell und emotional ermöglicht haben und stets aufopfernd für mich da waren.

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

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt, und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am

.....

(Unterschrift)

INHALTSVERZEICHNIS

INHALTSVERZEICHNIS	IV
1 KURZBESCHREIBUNG	1
2 ABSTRACT	2
3 EINLEITUNG	3
4 EINARBEITUNG IN DIE THEMATIK.....	6
4.1 GESETZGEBUNG EUROPA	6
4.1.1 ECE-R14 Verankerung der Sicherheitsgurte (Direktive 76/115/EEC).....	7
4.1.2 ECE-R16 Sicherheitsgurte (Direktive 77/541/EC)	8
4.1.3 ECE-R17 Widerstandsfähigkeit-Sitze-Verankerung (Direktive 74/408/EC).....	9
4.1.4 ECE-R44 03/04 Rückhalteeinrichtungen für Kinder	12
4.1.5 ECE-R94 Frontalaufprall	17
4.2 GESETZGEBUNG USA.....	19
4.2.1 FMVSS 208 Frontalaufprall.....	19
4.2.2 FMVSS 213 Kinderrückhaltesysteme	21
4.3 VERBRAUCHERSCHUTZTESTS	22
4.3.1 ÖAMTC	22
4.3.2 ADAC (Allgemeiner Deutscher Automobil Club)	23
4.3.3 TCS (Touring Club Schweiz).....	24
4.3.4 NPACS (New Programme for the Assessment of Child restraint Systems).....	24
4.3.5 Euro NCAP (New Car Assessment Programme)	26
Frontalaufprall:	26
4.3.6 Bewertung der Verbraucherschutztests.....	28
4.4 ARTEN VON KINDERSITZSYSTEMEN	29
4.4.1 Gruppe 0 und 0+ (0-13 kg oder 0 -15 Monate)	29
Babyschalen	29
Babyschalen mit Basis	29
4.4.2 Gruppe 1: (9-18kg oder 9.Monat bis 4.Lebensjahr).....	30
Rückwärts/vorwärts gerichtete Hosenträgersysteme	30
Fangkörpersysteme	30
Dreipunktgurt Systeme.....	30
4.4.3 Gruppen 2 und 3: (15-36 kg oder 4-12. Lebensjahr).....	31
4.5 UNTERSCHIED KIND-ERWACHSENER	32
4.6 VERLETZUNGSKRITERIEN	33
4.6.1 Verletzungsschwere.....	33
4.6.2 Beschreibung der Schutzkriterien	36

4.6.3	<i>Ermittlung von Schutzkriterien</i>	36
4.6.4	<i>Schutzkriterien nach Körperregionen</i>	38
	Schutzkriterien für den Kopf:.....	38
	Schutzkriterien für den Hals:.....	40
	Schutzkriterien für die Brust:	45
	Schutzkriterien für den Becken-/Bauchbereich:.....	46
4.7	DUMMIES	47
4.7.1	<i>Aktuelle Modellreihen:</i>	47
4.8	GURTSTRAFFER UND GURTKRAFTBEGRENZER	49
4.8.1	<i>Gurtstraffer</i>	49
4.8.2	<i>Gurtkraftbegrenzer</i>	49
4.9	WEITERE VORGEHENSWEISE – ARGUMENTATIONSKETTE	50
4.9.1	<i>Realunfall → Unfallrekonstruktion/Insassen</i>	51
4.9.2	<i>Unfallrekonstruktion/Insassen – Crashanlage</i>	52
4.9.3	<i>Crashanlage – Biomechanische Grenzwerte</i>	52
4.9.4	<i>Biomechanische Grenzwerte – Simulation</i>	53
5	DETAILANALYSE DES UNFALLS	54
5.1	UNFALLHERGANG	54
5.2	UNFALLFAHRZEUGE	55
5.3	UNFALLÖRTLICHKEIT	57
5.4	INSASSEN UND DEREN VERLETZUNGEN	57
5.5	UNFALLREKONSTRUKTION	59
5.5.1	<i>Randbedingungen für Crashanlage:</i>	62
5.6	ANALYSE DES VERSUCHSFAHRZEUGES UND VERMESSUNG DES FONDS	63
5.6.1	<i>Fahrzeugdaten</i>	63
5.6.2	<i>Verbautes Gurtsystem</i>	63
	Fahrzeugfront:.....	63
	Fahrzeugfond:	64
5.6.3	<i>Gurtstraffer mit Gurtelement</i>	64
5.6.4	<i>Vermessung des Fahrzeugfonds</i>	65
5.7	SITZERHÖHUNGEN.....	67
6	STATISTIK- UND UNFALLRELEVANZ	69
6.1	METHODIK	71
6.2	MAKROSKOPISCHE DATENANALYSE	73
6.2.1	<i>Analyse nationale Statistik</i>	73
6.2.2	<i>Internationale Datenanalyse - FARS</i>	80
6.3	MIKROSKOPISCHE - „IN-DEPTH“ ANALYSE	82

6.3.1	<i>PENDANT</i>	82
6.3.2	<i>ZEDATU</i>	85
6.3.3	<i>GIDAS</i>	86
6.4	ZUSAMMENFASSUNG.....	88
7	MEHRSKÖRPERSIMULATIONSMODELL	90
7.1	WAHL GEEIGNETER DUMMIES.....	91
7.1.1	<i>Dummies in Madymo</i>	92
7.1.2	<i>Instrumentierung und Grenzwerte</i>	93
7.2	CRASHPULS.....	95
7.3	MODELLERSTELLUNG.....	96
7.3.1	<i>Struktur der MADYMO - Simulation</i>	97
7.3.2	<i>Sitzerhöhungen</i>	99
	Sitzerhöhung des HIII 6 year.....	99
	Sitzerhöhung des TNO P10.....	100
7.3.3	<i>Rückhaltesystem</i>	101
	Schema des Rückhaltesystems.....	101
7.3.4	<i>Variationsparameter</i>	102
8	EXPERIMENTELLE ANALYSE DER RÜCKHALTEWIRKUNG	103
8.1	CRASHANLAGE.....	103
8.1.1	<i>Schema</i>	103
8.1.2	<i>Kamera und Beleuchtung</i>	104
8.2	VORBEREITUNG DES VERSUCHSFAHRZEUGES.....	106
8.3	EINSETZPROZEDUR DER DUMMIES.....	109
8.4	VERSUCHSDURCHFÜHRUNG – POST-CRASH.....	112
8.4.1	<i>Fahrzeugkarosserie</i>	112
8.4.2	<i>Dummies und Interieur</i>	113
8.5	DIADEM AUSWERTUNG.....	116
8.5.1	<i>Fahrzeug</i>	116
8.5.2	<i>TNO P10 – Dummy</i>	119
8.5.3	<i>Vergleich HIII 5% vorne und hinten</i>	121
8.5.4	<i>HIII 50% Dummy</i>	123
8.5.5	<i>Einfluss der Zuladung</i>	125
9	VALIDIERUNG DES MADYMO-MODELLS	126
9.1	HIII 6YEAR DUMMY.....	128
9.1.1	<i>Diagrammdarstellung</i>	128
9.1.2	<i>Messwerte</i>	129

9.2	TNO P10 DUMMY	130
9.2.1	<i>Diagrammdarstellung</i>	130
9.2.2	<i>Messwerte</i>	131
9.3	HIII 5% DUMMY	131
9.3.1	<i>Diagrammdarstellung</i>	131
9.3.2	<i>Messwerte</i>	133
10	POTENTIALANALYSE DES RHS IM FAHRZEUGFOND.....	134
10.1	UNTERSCHIEDE BECKENGURT – DREIPUNKTGURT IN FAHRZEUGMITTE	134
10.1.1	<i>TNO P10</i>	134
10.2	GURTSTRAFFER	136
10.2.1	<i>Variation der Auslösezeitpunkte</i>	136
	HIII 6year.....	136
	TNO P10.....	138
	HIII 5% Frau	139
10.2.2	<i>Variation des Kraftniveaus</i>	141
	HIII 6year.....	141
	TNO P10.....	143
	HIII 5% Frau	144
10.3	GURTKRAFTBEGRENZER	146
10.3.1	<i>Kraftniveau des Gurtkraftbegrenzers</i>	146
	TNO P10.....	148
	HIII 5% Frau	149
10.4	KOMBINATION GURTSTRAFFER UND GURTKRAFTBEGRENZER.....	150
10.4.1	<i>HIII 6year</i>	150
10.4.2	<i>TNO P10</i>	151
10.4.3	<i>HIII 5% Frau</i>	152
11	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	154
12	SCHLUSSFOLGERUNGEN	156
13	ZUSAMMENFASSUNG	159
	LITERATUR.....	162
	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	165
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	166
	TABELLENVERZEICHNIS	171
	APPENDIX A	173

1 KURZBESCHREIBUNG

Im Jahr 2009 erregte ein Auto-Unfall die öffentliche Aufmerksamkeit in Österreich: Drei Kinder wurden bei einer PKW-Frontal-Kollision mit voller Überdeckung tödlich verletzt, obwohl sie ordnungsgemäß gesichert waren. Die erwachsenen Insassen hingegen überlebten die Kollision, bei der sich die beiden Pkws mit 60km/h annäherten.

Im Allgemeinen geht man davon aus, dass Fondsinassen weniger schwere Verletzungen in Frontal-Kollisionen erleiden, als Frontinsassen. Ausgehend von diesem Unfall soll die vorliegende Arbeit die Verletzungsmechanismen der Fondspassagiere und potentielle Verbesserungen der Rückhaltesysteme im Fond beleuchten.

Der Unfall wurde mit der Software PC-Crash rekonstruiert und in der institutseigenen Crash-Anlage unter Verwendung geeigneter Dummies nachgestellt. Ein numerisches Fahrzeug-Modell, das mit den Daten aus dem Experiment validiert wurde, diente zur Untersuchung verbesserter Rückhalte-Systeme für Fondsinassen.

Verschiedene nationale Unfalldatenbanken (aus Österreich, Deutschland und US-Amerika) wurden hinsichtlich der Verletzungsschwere von Kindern, die mit Kinderrückhaltesystemen (KRS) bzw. ausschließlich mit dem Fahrzeuggurt gesichert, analysiert.

Die Analyse der Datenbanken zeigt, dass Insassen, die auf der Rückbank sitzen, ein erheblich kleineres Risiko haben, tödliche Verletzungen zu erleiden. Jedoch zeigt die Studie auch, dass Kinder, die ausschließlich mit dem rückwärtigen Fahrzeuggurt gesichert werden, ein zweifach höheres Verletzungsrisiko gegenüber jenen haben, die mit Kinderrückhaltesystemen gesichert wurden.

Die Studie mit dem numerischen Modell zeigt auch, dass Belastungen und Verletzungskriterien um bis zu 70% (beispielsweise HIC) reduziert werden könnten, wenn Fondsplätze mit Gurtstraffern und Gurtkraftbegrenzern ausgerüstet werden würden.

Die Untersuchung zeigt deutlich auf, dass das Schutzniveau für Kinder zwischen 6 und 14 Jahren nicht dem hohen Standard entspricht, der Erwachsenen bzw. Kindern jünger als 6 Jahren geboten wird.

2 ABSTRACT

In 2009 a car-accident came to public attention in Austria: Three children aged 5, 8 and 10 years were fatally injured in a frontal impact with full overlap, though being restrained properly. The adult passengers seated in the front, however, survived. Both vehicles were approaching with approximately 60kph.

In general children and rear occupants are considered to sustain less severe injuries in frontal car impacts compared to front occupants. Based on the forecited accident the present study is aiming for a better understanding of the injury mechanisms of rear occupants and potential improvements to rear restraint systems.

The car-accident was reconstructed using the software PC-Crash and was re-enacted at the university's crash facility employing appropriate frontal impact dummies. A numerical model of the vehicle, validated with data from the crash test, was used to investigate improvements to the restraint systems.

National accident databases (Austrian, German and US-American) have been analysed with respect to injury severity of children restrained either by a child-restraint system (CRS) or with the vehicle belt only.

The accidentology shows that passengers seated in the rear-seat have a considerably lesser risk for sustaining fatal injuries. However, the databases also indicate that children restrained by the vehicle rear-belt only are approx. two times more likely fatally injured compared to children using a child restraint system.

The study employing the numerical model shows that the loads and injury criteria can be reduced by up to 70% (e.g. HIC), when equipping the rear seats with load limiters and pretensioners. The investigation indicates that the protection level offered to children aged 6-14 years is not matching the high protection-level afforded to adults and children up to 6 years.

3 EINLEITUNG

Am 01.02.2009 ereignete sich gegen 17.00 Uhr auf der B138 Pyhrnpass-Bundesstrasse ein schwerer Verkehrsunfall zwischen zwei Kraftfahrzeugen, die jeweils mit Geschwindigkeit zwischen 60 und 70km/h unterwegs waren. Dabei wurden die, auf den Vordersitzen befindlichen Insassen in beiden Fahrzeugen zum Teil schwer verletzt. Auf der Rücksitzbank des schwereren Fahrzeuges befanden sich drei Kinder im Alter von 5,8 und 10 Jahren. Die beiden jüngeren Kinder saßen auf handelsüblichen Sitzerrhöhungen. Bei dem ältesten Kind war diese Maßnahme aufgrund seiner Körpergröße nicht mehr notwendig. Alle drei wurden ordnungsgemäß mit dem serienmäßigen Rückhaltesystem (RHS) im Fahrzeug gesichert. Infolge des Aufpralls starben alle drei Kinder.

Nach allgemeiner Auffassung wird davon ausgegangen, dass Kinder auf der Rücksitzbank ein wesentlich geringeres Verletzungsrisiko aufweisen, als Kinder auf dem Beifahrersitz. Aus technischer Sicht kann allerdings gesagt werden, dass die RHS im Fahrzeugfond mangels Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer den Körper im Falle einer Kollision wesentlich stärker belasten als Rückhaltesysteme auf den Vordersitzen, wobei die Verletzungen nicht auf Intrusionen zurückzuführen sind.

Aufgrund dieses Aspektes ergibt sich nun die Fragestellung, ob die heute in Verwendung befindlichen Rückhaltesysteme im Fahrzeugfond ausreichend evaluiert werden. Derzeit ist es so, dass bei keiner gesetzlichen Norm oder Verbraucherschutztest die biomechanische Belastung der Insassen durch die hinteren Rückhaltesysteme beurteilt wird.

Vor allem in Europa werden auf den Rücksitzen praktisch nur mehr Kindersitze evaluiert, wobei aber für diese Kindersitze die Rückhaltewirkung des eigentlichen Gurtsystems von untergeordneter Bedeutung ist.

Bei den meisten Kindersitzen mit Gurtsicherung hat der 3-Punkt-Gurt für die Rückhaltekräfte auf das Kind oftmals keinen signifikanten Einfluss, da in den Kinderrückhaltesystemen eigene Gurte integriert sind. Eine spezielle Abstimmung des Gurtsystems auf den Insassen erfolgt nicht.

Ziel dieses Projektes ist es, wissenschaftlich zu überprüfen, welcher Sicherheitsgewinn bei verbesserter Auslegung der Rückhaltesysteme im Fond des Pkws zu erreichen wäre.

Meilensteine bei der praktischen Projektdurchführung:

Das Projekt ist zwecks Übersicht und einfacherer Abarbeitung in sieben inhaltlich aufeinander abgestimmten Arbeitspunkten eingeteilt.

AP 1 – Einarbeitung in die Thematik

Literaturrecherche über Untersuchungen von Insassenbelastungen im Fondbereich; Suche nach biomechanischen Grenzwerten für Kinder und Erwachsenen in Abhängigkeit vom Geschlecht; Recherche relevanter Normen und Verbraucherschutztest; Erhebung geeigneter Dummies für einen Frontalcrash in Simulation und Experiment; Erarbeitung der weiteren Vorgehensweise – Argumentationskette

Ziel: funktionierender Projektablauf, Erarbeitung der Grundlagen

AP 2 – Detailanalyse des Unfalls

Sichtung der relevanten Akten; Rekonstruktion des Unfallgeschehens (PC Crash); Analyse aller Randbedingungen des Fahrzeuges (verwendetes Gurtsystem, Kindersitze...); Diskussion mit Gerichtsmedizinern bezüglich der aufgetretenen Verletzungen; Beschaffung eines entsprechenden Fahrzeuges für den Crashversuch, Vermessung des Fahrzeugfonds, um das Simulationsmodell erstellen zu können.

Ziel: Ermittlung von Randbedingungen für erste Simulationen bzw. auch für Realcrash; Kontrolle, ob der Versuch am VSI wirklich experimentell nachstellbar ist.

AP 3 – Statistik und Unfallanalyse

Erstellung eines Anforderungsprofils für eine systematische Suche in Datenbanken; Prüfung der Möglichkeiten in Österreich bezüglich vorhandener Unfalldatenbanken; Erhebung der Daten aus Dritt-Quellen (z.B. GIDAS) bzw. Veröffentlichungen oder Berichten (z.B. Pendant)

Ziel: Darstellen der Relevanz dieses Unfalls (dass dieser kein Einzelfall ist!)

AP 4 – Mehrkörper-Simulations-Modell und Vorbereitung auf Experiment

Modellierung des Fahrzeugmodells und der Rückhaltsysteme (Gurt, Sitzerhöhungen) in Madymo (MKS); Beaufschlagung des Modells mit einem dem Realcrash entsprechenden Ersatz-Puls (aus PC Crash Rekonstruktion – siehe AP2); Erhebung geeigneter biomechanischer Grenzwerte; Erarbeitung von Voraussetzungen für den Crashtest; Festlegung von Variationsparametern, welche in AP6 berücksichtigt werden;

Ziel: Vorbereitungen für AP6.

AP 5 – Experimentelle Analyse der Rückhaltewirkung

Durchführung des entsprechenden Versuches; Auswertung mit Diadem; Vergleich der Messwerte mit Grenzwerten.

Ziel: Nachstellen des Unfalls an der VSI-Crashanlage. Dieser Versuch bildet die Basis für die Validierungsdaten der MKS-Simulation.

AP 6 – Validierung des Madymomodells

Validierung des Madymomodells mit den Messdaten aus AP5: Beaufschlagung des Madymo-Modells mit den gemessenen Fahrzeugbeschleunigungen. Vergleich der Insassenkinematik und der Insassenbelastungen in Experiment und Simulation. Identifikation und Beseitigung allfälliger Unzulänglichkeiten der Simulation.

Ziel: Validiertes Madymo-Modell

AP 7 – Potentialanalyse des Rückhaltesystems im Fahrzeugfond

Variation der Parameter des validierten Madymo Modells; Durchführung und Vergleich verschiedener Simulationen.

Ziel: Finden eines Optimums, um die Insassenbelastung deutlich zu reduzieren.

4 EINARBEITUNG IN DIE THEMATIK

Das folgende Kapitel soll einen Überblick darüber geben, welche Gesetzgebungen und Verbraucherschutztests sich mit der Thematik von Frontalaufprallszenarien beschäftigen und welche Dummies dabei zum Einsatz kommen.

Um die, bei einem Crashtest auftretenden Belastungen bzw. Messwerte interpretieren zu können, werden diese bestimmten, auf unterschiedliche Körperregionen bezogenen, Grenzwerten gegenübergestellt. Diese Grenzwerte sind dabei meist einer 50-prozentigen Wahrscheinlichkeit einer AIS 3 (Abbreviated Injury Scale) Verletzung äquivalent. Dies entspricht einer schweren Verletzung (die Skala reicht bis AIS 6, einer faktisch nicht überlebenden Verletzung). Schließlich gibt es noch AIS 9, eine nicht einstuftbare Verletzungsschwere). Somit ist eine Verbindung zwischen den Messwerten und ihrer Auswirkung auf den menschlichen Körper gegeben. Dabei ist zu berücksichtigen, dass der Dummy lediglich eine Abstraktion des menschlichen Körpers darstellt.

Es sei angemerkt, dass im Folgenden nur jene Passagen aus den Gesetzgebungen und Verbraucherschutztests entnommen werden, die eine inhaltliche Relevanz für diese Arbeit darstellen.

4.1 Gesetzgebung Europa

In Europa gelten die Genehmigungen nach den Regelungen der Economic Commission for Europe der Vereinten Nationen (UNECE). Diese ECE-Regelungen sind Anhänge zum UN/ECE-Übereinkommen aus dem Jahr 1958 über die Annahme einheitlicher, technischer Vorschriften für Radfahrzeuge und deren Ausrüstungsgegenstände. Sie sind auch bindend und stellen die technischen Mindestanforderungen an Kraftfahrzeuge und deren Komponenten dar. [1]

Daneben existieren Regulierungen und Direktiven der Europäischen Wirtschaftsgemeinschaft bzw. Kommission. Diese entsprechen teilweise den jeweiligen UNECE Regulierungen (auf diese kann über die Internet Seite <http://eur-lex.europa.eu/> zugegriffen werden) oder ergänzen diese. Zum Beispiel entspricht die EU Direktive 77/541/EEC teilweise der Regulierung der Vereinten Nationen ECE-R14. Die EU Direktive 2003/20/EC verpflichtet zur Verwendung von Sicherheitsgurten und Kinderrückhaltesystemen in den EU-Mitgliedsländern. Diese Kinderschutzsysteme müssen den Regulierungen der Vereinten Nationen gemäß ECE-R 44 entsprechen.

Im Folgenden seien die wichtigsten gesetzlichen Anforderungen an Gurtsysteme und Kinderückhaltesysteme kurz umrissen.

4.1.1 ECE-R14 Verankerung der Sicherheitsgurte (Direktive 76/115/EEC)

Bei einem Unfall wirken sehr große Kräfte auf die Rückhaltesysteme und somit auch auf deren Verankerungen, da diese die Insassen kontrolliert verzögern und einen Anschlag an Teilen des Innenraums verhindern sollen.

Die ECE-R14 Regelung gilt für Verankerungen von Sicherheitsgurten für Erwachsene auf nach vorne oder nach hinten gerichteten Sitzen. Sie gilt auch für ISOFIX-Verankerungen und deren oberen Haltegurt, dem sogenannten Top-Tether. [2]

Die allgemeine Prüfung von Sicherheitsverankerungen kann entweder an einem vollständig fertig gestellten Fahrzeug oder an Fahrzeugteile, die der Festigkeit und Steifigkeit des Fahrzeugaufbaus entsprechen durchgeführt werden. Die Zugkraft muss dabei in einem Winkel von $10^\circ \pm 5^\circ$ über der Horizontalen in einer Ebene, die parallel zur Längsmittlebene des Fahrzeuges liegt, aufgebracht werden. Zu Beginn wird eine Kraft von 10 % der Sollkraft aufgebracht. Anschließend ist die Kraft auf 100 % der Sollkraft zu erhöhen. Die Kraft muss so schnell wie möglich vollständig aufgebracht werden. Die Einwirkdauer darf höchstens 60 Sekunden betragen. Es darf zu keinem Bruch, teilweisen Einriss oder bleibender Verformung während des Einwirkens der Kraft von 0,2 Sekunden kommen. [2]

Eine dynamische Prüfung wird ebenfalls als Alternative zur statischen Prüfung durchgeführt. Dabei wird ein Fahrzeugaufbau an einem Prüfschlitten befestigt und mit den vollständigen Sitzen samt deren Sicherheitsgurte und Lastbegrenzer ausgestattet. Die Geschwindigkeit des Prüfschlittens beträgt 50km/h. Die Verzögerung sollte sich innerhalb eines vorgegebenen Bereiches einer Verzögerungskurve befinden. Die Prüfpuppen sind zwar in der Norm eindeutig definiert, doch wird meistens der H3 95% Mann (Größe: 188cm, Gewicht: 101 kg) oder der TNO 10 –Dummy (Größe: 174 cm, Gewicht: ca. 82 kg) verwendet. Es ist zu prüfen, ob die Sicherheitsgurtverankerungen nicht über die, in der ECE-Norm definierten, begrenzenden Ebene hinaus verschoben worden sind. [2]

Weitere Prüfungen, die im Zusammenhang mit diesem Projekt von Bedeutung sind, ist die Verwendung von Dreipunktgurten mit Aufrolleinrichtung und die Verwendung von Beckengurten. Bei den Dreipunktgurten wird eine Prüfkraft von $13500N \pm 200N$ auf eine Zugvorrichtung aufgebracht, die an den Gurtverankerungen befestigt ist. Beim Beckengurt sind es $22250N \pm 200N$ jeweils an den beiden unteren Gurtverankerungen. [2]

4.1.2 ECE-R16 Sicherheitsgurte (Direktive 77/541/EC)

Wie bereits in Kapitel 4.1.1 erwähnt, müssen neben den Verankerungen auch die Sicherheitsgurte großen Kräften standhalten. Selbst in den schlimmsten Fällen darf es zu keinem Versagen der Rückhaltesysteme kommen. Daher soll in diesem Kapitel kurz erläutert werden, welchen Prüfungen die Sicherheitsgurte unterzogen werden.

Die ECE-R16 Regelung gilt für Sicherheitsgurte und Rückhaltesysteme für Erwachsene, aber auch für Kinderrückhaltesysteme und ISOFIX Kinderrückhaltesysteme.[2] Von allen in dieser Regelung durchgeführten Prüfungen werden wiederum nur jene beschrieben, die für dieses Projekt von Bedeutung sind.

Eine wichtige Prüfung stellt die dynamische Prüfung der Sicherheitsgurte dar. Dabei wird ein Prüfschlitten mit einem Gewicht von $400\text{kg} \pm 20\text{kg}$ mit relevanten Teilen einer Karosserie bestückt und auf eine Geschwindigkeit von 50 km/h beschleunigt. Der Anhalteweg des Prüfschlittens muss 40cm betragen ($\pm 5\text{cm}$). Gemessen werden die Geschwindigkeit des Prüfschlittens vor dem Aufprall, die Vorverlagerung der Prüfpuppe und die Geschwindigkeit des Brustkorbes bei einer maximalen Vorverlagerung des Brustkorbes von 300 mm . [2]

Die Verzögerungskurve des Schlittens ist identisch mit der ECE-R14 Regelung und muss sich wiederum innerhalb einer vorgegebenen Fläche befinden. Sämtliche Gurtelemente dürfen unter der vorgeschriebenen Krafteinwirkung weder brechen noch sich stark verformen. Die Reißlast des Gurtes nach der Temperatur- und Feuchtigkeitskonditionierung muss mindestens 14700N betragen. [2]

Auch die Gurtaufrollkraft wird geprüft. Diese darf nicht weniger als 7N bei einem Beckengurt und nicht weniger als 1N und nicht mehr als 7N bei einem Oberkörpergurt betragen. [2]

Neben dem Gurt selbst wird auch der Gurtstraffer und der Retractor einer Prüfung unterzogen. Der Gurtstraffer wird bei einer gewissen Temperatur 24 Stunden lang konditioniert und anschließend wieder verbaut und dessen Auslösung dynamisch mitgetestet. Beim Retractor wird dessen Auslösung aufgrund von Fahrzeugbeschleunigung, Ausrollgeschwindigkeit und Winkellage (Rollover) geprüft. [2]

Auch der Verschluss des Gurtes wird überprüft. Er darf sich nicht versehentlich oder mit einer Kraft von weniger als 10 daN öffnen lassen und muß vor der Prüfung 5000 Öffnungs- und Schließvorgänge unbeschadet überstehen. Anschließend darf die, für das Öffnen des Verschlusses notwendige Kraft nicht größer als 6 daN sein. Ebenso werden Befestigungsbeschläge, Aufrolleinrichtungen und etwaige Höhenverstelleinrichtungen unter ungünstigsten Bedingungen mit einer Zugmaschine mit einer Zugkraft von 14700 N geprüft. [2]

Abbildung 1 zeigt ein internationales Genehmigungszeichen, mit welchem jeder Fahrzeugsicherheitsgurtes gekennzeichnet werden muß:

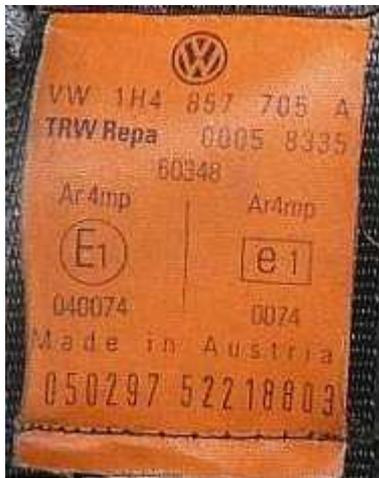


Abbildung 1: Beispielhaft VW Vento Fahrgurt [44]

- „Z“....steht am Anfang, wenn der Sicherheitsgurt Teil eines RHS ist.
- „A“....Gurt ist ein Dreipunktgurt
- „B“....Gurt ist ein Beckengurt
- „S“....Gurt ist ein Spezialgurt
- „e“....Energieaufnahmeeinrichtung (Gurtkraftbegrenzer)
- „r“....Aufrolleinrichtung + 1,2,3,4 oder 4N....= Art der verwendeten Aufrolleinrichtung
- „m“....mehrfach sensitive Aufrolleinrichtung mit Notverriegelung
- „p“....Gurtstraffer
- „t“....Aufrolleinrichtung mit Entlastungsvor-

4.1.3 ECE-R17 Widerstandsfähigkeit-Sitze-Verankerung (Direktive 74/408/EC)

Diese Regulierung betrifft die Widerstandsfähigkeit der Sitze, ihrer Verankerungen und Kopfstützen sowie die Gestaltung der Rücklehnen von Rücksitzen. Sie gilt auch für Einrichtungen von Fahrzeugen, die dazu bestimmt sind, die Insassen vor verschobenen Gepäckstücken bei einem Frontalaufprall zu schützen. [2]

Die Rückbanklehne des Unfallfahrzeuges wurde durch die Zuladung bleibend verformt. Es ist allerdings davon auszugehen, dass die dynamische Verformung während des Unfalles wesentlich größer war. Es stellt sich nun die Frage, welchen Einfluß diese Verformung auf die Insassen gehabt hat. Genaue Angaben bezüglich der Zuladung im Kofferraum liegen keine vor. Daher sollen die Prüfungen der ECE-R17 Regelung Auskunft darüber geben, welchen Belastungen eine PKW-Rückbank standhalten muß. Wiederum sollen nur jene Prüfvorschriften beschrieben werden, die für die Durchführung dieses Projektes relevant sind.

Bei der Prüfung der Verschiebung von Gepäckstücken kommen zwei Typen von Prüfkörpern zur Anwendung: Typ 1 mit einer Abmessung von: 300mm * 300mm * 300mm und einer Masse von 18 kg, sowie Typ 2 mit einer Abmessung von 500mm * 350mm * 125mm und einer Masse von 10 kg [2], wobei letztere zur Prüfung von Gepäckraumnetzen dient. Hier sei die Prüfung mit dem Typ 1 Prüfkörper beschrieben. [2]

Zwei Prüfkörper des Typs 1 befinden sich symmetrisch zur Längsmittleben auf dem Boden des Gepäckraumes in einem Abstand von 200 mm zu den Rücksitzen. Der Abstand zwischen den beiden Prüfkörpern beträgt 50mm. Die Kopfstütze ist auf ihre höchste Lage einzustellen (siehe Abbildung 2). [2]

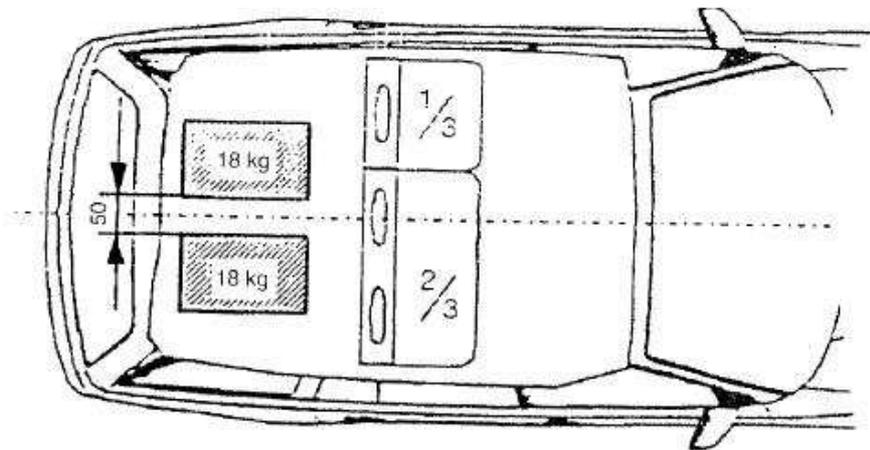


Abbildung 2: Stellung der Prüfkörper vor der Prüfung der Rücklehnen [2]

Der Prüfwagen wird mit den Prüfkörpern bestückt und auf eine Geschwindigkeit von 50 km/h ± 2 km/h beschleunigt. Anschließend wird er auf einer Bremsstrecke von 650 ± 30 mm verzögert. Dabei muß die Verzögerung innerhalb des, in Abbildung 3 dargestellten, schraffierten Bereiches liegen. [2]

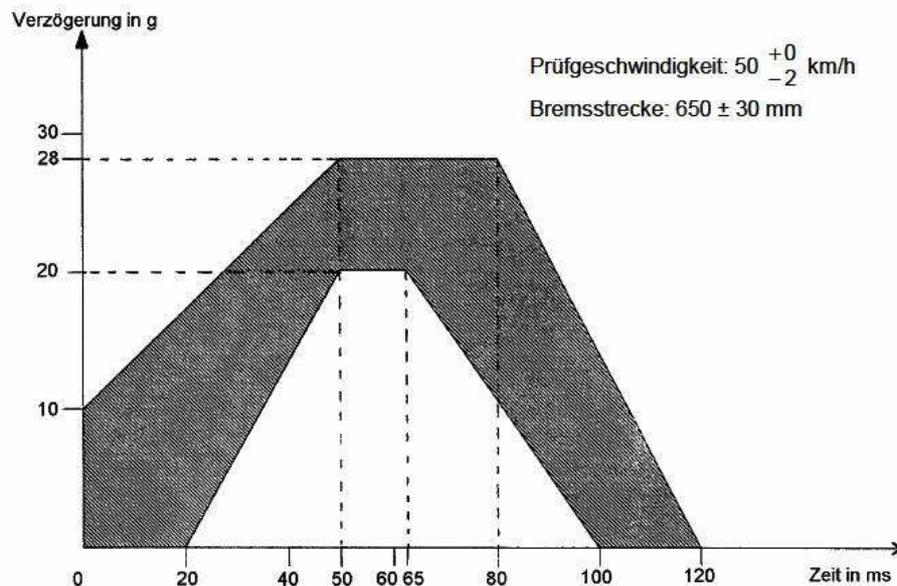


Abbildung 3: Verzögerungsverlauf [2]

Die Verriegelungseinrichtungen müssen der Prüfung standhalten und an ihrem Platz bleiben. Die Vorverlagerung von Teilen der Rückenlehne darf den R-Punkt, den Sitz-referenzpunkt, um 100mm nicht überschreiten. (150mm für Teile der Kopfstütze). [2]

Eine weitere Prüfung ist die der Widerstandsfähigkeit der Sitzverankerung und der Einstell-, Verriegelungs- und Verstellrichtungen. Der Sitzpolster, falls verstellbar, wird auf die ungünstigste Position eingestellt. (jeweils die niedrigste und höchste Lage.) Eine Längsverzögerung von 20 g wird für eine Dauer von 30 ms lang in Vorwärtsrichtung auf das gesamte Fahrzeuggehäuse aufgebracht. Dieselbe Längsverzögerung wird auch in Rückwärtsrichtung aufgebracht. [2]

4.1.4 ECE-R44 03/04 Rückhalteeinrichtungen für Kinder

Die ECE R44/01 war die erste Prüfnorm für die Sicherheit von Kinderrückhaltesystemen und startete Anfang der 90er Jahre. Durch die Einführung der allgemeinen Kindersicherungspflicht in Autos durften nur noch Sitze mit einem Prüfnachweis verkauft und verwendet werden. Auch mit der folgenden Verschärfung der Prüfnorm, bezeichnet durch die Endung 02 war das Schutzpotehtial dieser Sitze weit vom heutigen Standard entfernt. Seit April 2008 dürfen auch diese nicht mehr verwendet werden. Kennzeichen dieser veralteten Norm sind, dass Kindersitze keine Gurtführungen und teilweise auch keine Rücken- und Kopfstützen besitzen. [3]

1995 wurde die deutlich verschärfte Norm ECE-R44/03 eingeführt, die durch folgende Verschärfungen gekennzeichnet ist: [3]

- verschärfte Anforderungen im Frontcrash sind zu erfüllen
- Modellen mit Hosenträgergurten müssen einen stabilen Schrittgurt aufweisen
- Farblich hervorgehobene, ausgeprägte Gurtführungen, insbesondere für den Beckengurt,
- Ehemals verwendetet „Gurtmanschetten“ erfüllen nicht mehr die Anforderungen
- Einführung der Gruppe 0+ (bis 13kg), insbesondere um zukünftig auch größere Babyschalen realisieren zu können [3]

Sitze, die mit dem Prüfzeichen 03 gekennzeichnet sind, dürfen ohne Einschränkung auch weiterhin verwendet werden. Die gleiche Regelung gilt auch für Sitzerrhöhungen ohne Rückenstütze. Allerdings ist von der Verwendung ohne Rückenstützen dringend abzuraten, da sie beim Seitencrash keinerlei Schutz bieten. In einigen europäischen Ländern ist der Vertrieb bereits verboten. Im Jahr 2006 trat das neue Kindersitz-Zulassungs-Reglement nach ECE-R44/04 in Kraft. Mit diesem Übergang müssen die Kindersitzhersteller anhand von häufiger durchgeführten Stichproben die Einhaltung der geforderten Sicherheits- und Qualitätsstandards nachweisen. [3]

Einteilung der KRS in 5 Gewichtsklassen:

- Gruppe 0: von Geburt bis zum 9. Monate bzw. 0 – 9kg
- Gruppe 0+: von Geburt bis zum 15. Monat bzw. 0 – 13kg
- Gruppe I: vom 9. Monat bis zum 4 Lebensjahr bzw. von 9 – 18 kg
- Gruppe II: vom 4. bis zum 7. Lebensjahr bzw. von 15 – 25kg
- Gruppe III: vom 6. bis zum 12. Lebensjahr bzw. 22 – 36kg

Generell gilt, dass Kinder unter 14 Jahren oder unter 150 cm Körpergröße besondere Rückhaltevorrichtungen benutzen müssen. Ein Kind, das bereits über 150 cm groß ist, aber noch nicht 14 Jahre alt ist, muss wie jeder Erwachsene durch den Sicherheitsgurt gesichert sein. [4]

Internationales Genehmigungszeichen:

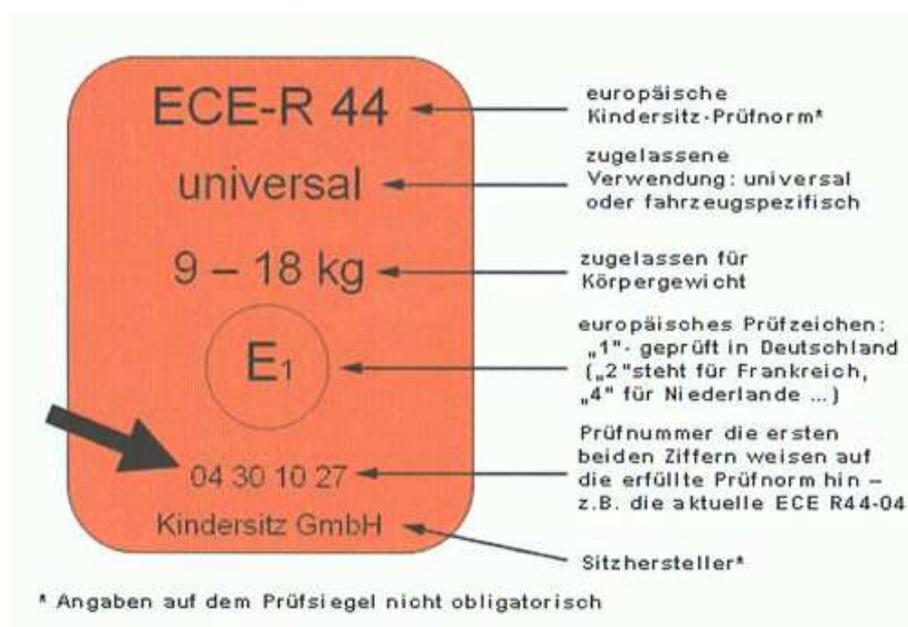


Abbildung 5: Prüfsiegel Kindersitz [5]

Das internationale Genehmigungszeichen, dargestellt in Abbildung 5 besteht aus:

- Einem Kreis, in dem sich der Buchstabe „E“ und die Kennzahl des Landes befindet, das die Genehmigung erteilt hat. (1...Deutschland, 2...Frankreich, 3...Italien, 4...Niederlande, 5...Schweden, usw.)
- Einer Genehmigungsnummer/Prüfnummer; die ersten 2 Zahlen weisen auf die erfüllte Prüfnorm hin
- Bezeichnung(en) „universal“, „eingeschränkt“, „semi-universell“ oder „spezielles Fahrzeug“ ist (sind) abhängig von der Kategorie der Rückhalteeinrichtung.
- Dem Buchstaben „Y“ einer Rückhalteeinrichtung mit Schrittgurt
Dem Buchstaben „S“ für „Rückhalteeinrichtungen für spezielle Anforderungen“ [5]

Bei der dynamischen Prüfung kann die Kinderrückhalteeinrichtung auf folgende Arten geprüft werden:

- in einem kompletten Fahrzeug
- in einer Fahrgastzelle, die auf dem Prüfschlitten aufgebaut ist
- in ausreichenden Teilen der Fahrgastzelle, die für den Fahrzeugaufbau und die Aufprallobfläche repräsentativ sind. [2]

Tabelle 1 fasst die wichtigsten Randbedingungen der dynamischen Prüfung, in Abhängigkeit der Prüfungsart zusammen. In allen Fällen wird der Versuch mit einer Geschwindigkeit von 50km/h durchgeführt. Bei schlittengeführten Versuchen ist der Verzögerungsverlauf vorgegeben.

Tabelle 1: Anforderungen an die dyn. Prüfung [2]

Prüfung	Rückhalteeinrichtung	Frontalaufprall		
		Geschwindigkeit (km/h)	Verzögerungsverlauf-Nr.:	Bremsweg während der Prüfung (mm)
Prüfschlitten mit Prüfsitz	nach vorn gerichtet, Vorder- und Rücksitze, Kategorie universal, semi-universal, oder eingeschränkt	50 +0/-2	1	650 ± 50
	nach hinten gerichtet, Vorder- und Rücksitze, Kategorie universal, semi-universal oder eingeschränkt	50 +0/-2		650 ± 50
Fahrzeugaufbau auf Prüfschlitten	nach vorn gerichtet	50 +0/-2	1 oder 3	650 ± 50
	nach hinten gerichtet	50 +0/-2	1 oder 3	650 ± 50
Aufprall des vollst. Fahrzeuges auf die Barriere	nach vorn gerichtet	50 +0/-2	3	nicht festgelegt
	nach hinten gerichtet	50 +0/-2	3	nicht festgelegt

Bei der Prüfung mit einem Schlitten, müssen Rückenlehne und Sitzfläche fest und starr angebracht sein. Die Sitzbreite muss 800 mm betragen. Rückenlehne und Sitzfläche sind mit Polyurethanschaum abzudecken. Der Schaumpolster des Sitzes besteht aus einem rechtwinkligen Schaumblock (800 mm * 575 mm * 135 mm) [2]

Der Beschleunigungspuls muss sich innerhalb des in Abbildung 6 gezeigten Korridors befinden. [2]

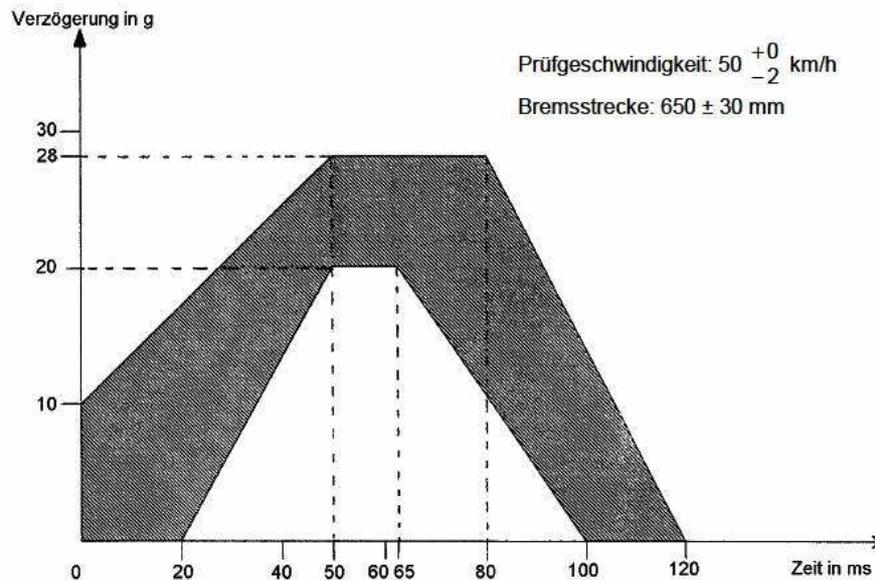


Abbildung 6: Verzögerungskurve des Prüfschlittens [2]

Beim dynamischen Test finden die Dummies der P-Serie (P3/4, P3, P6, P10) Verwendung. Tabelle 2 [2] stellt die verwendeten Dummies den verschiedenen Kindersitzgruppen gegenüber.

Tabelle 2: Gegenüberstellung der Gewichtsklassen und der verwendeten Dummies [6]

Gruppe	Gewicht Kind	Dummy	Gewicht Dummy
0	< 10 kg	9 Monate	P3/4, 9 kg
0+	< 13 kg	18 Monate	P1.5, 11 kg
I	9-18 kg	3 Jahre	P3, 15 kg
II	15-25 kg	6 Jahre	P6, 22 kg
III	22-36 kg	10 Jahre	P10, 32 kg

Dabei werden folgende Messungen durchgeführt:

- Geschwindigkeit des Prüfschlittens unmittelbar vor dem Aufprall
- Bremsweg
- Jede Berührungsstelle des Kopfes der Prüfpuppe mit der Innenseite der Fahrgastzelle
- Verzögerung des Brustkorbes
- Alle sichtbaren Beschädigungen der Modelliermasse am Unterleib
- Augenscheinliche Prüfung der Rückhalteeinrichtung auf Beschädigung [2]

Folgende Kriterien dienen zur Beurteilung, ob das Kinderrückhaltesystem zugelassen wird:

Beschleunigung des Brustkorbes: Die resultierende Beschleunigung des Brustkorbes darf 55 g (a_{res}) nicht überschreiten. Der Wert der vertikalen Komponente der Beschleunigung zwischen Unterleib und Kopf darf 30 g nicht überschreiten., [2]

Vorverlagerung der Prüfpuppe: Bei einer, für den Sachverhalt dieser Arbeit relevanten, nach vorne gerichteten Rückhalteeinrichtung darf sich der Kopf der Prüfpuppe nicht über die in Abbildung 7 angegebenen Ebenen BA und DA hinausbewegen. Das ist bis zu 300 ms nach dem Aufprall zu beurteilen. [2]

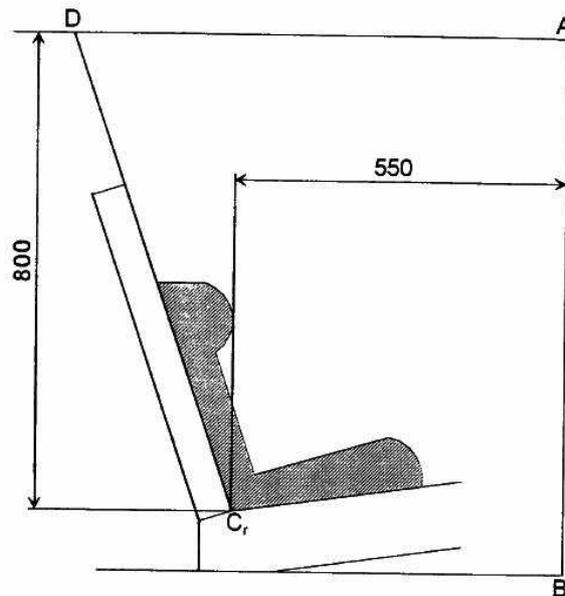


Abbildung 7: Anordnung zur Prüfung einer nach vorn gerichteten Einrichtung [2]

Vorschriften für die Einzelteile des Kinderrückhaltesystems:

Verschluss: Der Verschluss muss vor der dynamischen Prüfung 5000 Öffnungs- und Schließvorgängen standhalten. Die zum Öffnen des Verschlusses unter Belastung erforderliche Kraft darf 80N nicht überschreiten. Im unbelasteten Fall darf die Kraft zwischen 40 und 60N betragen. Der Verschluss eines Hosenträgergurtes der Gewichtsklassen 0 und 0+ muss einer Kraft von 4000 N standhalten. Jener der Gewichtsklassen 1 und größer einer Kraft von 10 000N. [2]

Verstelleinrichtung: Sie darf sich bei der dynamischen Prüfung weder lösen noch brechen. Der Gurtschlupf darf 40mm nicht überschreiten. Sie muss 5000 Öffnungs- und Schließvorgänge überstehen. [2]

Aufrolleinrichtung: Die Kraft zum Aufrollen eines Beckengurtes darf nicht weniger als 7 N betragen, jene des Schultergurtes nicht weniger als 2 N und nicht mehr als 7 N. Sie darf nicht verriegeln, wenn der Gurt in Richtung des Bandauszuges eine Beschleunigung von weniger als 0,8g erfährt. Sie muss verriegeln, wenn die Einbaustellung um mehr als 27° in einer beliebigen Richtung geneigt ist.

Der Anteil der Gurtlänge, der bis zur Verriegelung abgerollt werden kann, darf 50 mm nicht überschreiten. [2]

Gurte:

Die Reißlast der Gurt soll in Abhängigkeit der Kinderrücksitzklassen

- bei Rückhaltesystemen der Klasse 0, 0+ und 1 minimal 3,6 kN,
- der Klasse 2 minimal 5 kN,
- der Klasse 3 minimal 7,2 kN betragen

Weitere Prüfung betreffen die Reißfestigkeit, Licht-, Kälte-, Wärme-, Feuchtigkeits-, Abriebbeständigkeit. [2] Die Regulierung beinhaltet auch eine Überschlagsprüfung: Die Rückhalteinrichtung wird am Prüfsitz befestigt und um 360° mit einer Winkelgeschwindigkeit von 2 - 5° je Sekunde um eine horizontale Achse gedreht, die in der Längsmittalebene des Sitzes ver-

läuft. Die Prüfung erfolgt in beiden Drehrichtungen mit der jeweils kleinsten und größten Prüfpuppe der Gewichtsklassen. [2]

4.1.5 ECE-R94 Frontalaufprall

Bei dem Realunfall, welcher einen Unfall im Begegnungsverkehr darstellt, wurden die Frontinsassen beider Fahrzeuge schwer verletzt. Die ECE-R94 Regelung, betreffend den Frontalaufprall, ist eine Prüfnorm, die jedes Fahrzeug in Europa bestehen muß, um zugelassen zu werden. Sie soll in Zusammenhang mit dieser Arbeit einen Überblick über die Grenzwerte einzelner Körperregionen der beiden, auf den Vordersitzen positionierten Dummies geben.

Der Anwendungsbereich betrifft Fahrzeuge der Klasse M1 mit einer zulässigen Gesamtmasse von höchstens 2,5 Tonnen. [2]

Die Prüfgeschwindigkeit zum Zeitpunkt des Aufpralls beträgt 56km/h (+1,-0km/h). Das Fahrzeug prallt mit 40% Überdeckung ($\pm 20\text{mm}$) fahrerseitig gegen eine deformierbare Barriere. [2]

Im Bezug auf das Fahrzeug existieren folgende Vorschriften:

- Der Kraftstoffbehälter muss mit Wasser gefüllt sein, dessen Menge 90% des vom Hersteller angegebenen Fassungsvermögens beträgt.
- Das Lenkrad muss sich auf der Mittelstellung befinden.
- Die Türen müssen geschlossen aber nicht verriegelt sein.
- Der Gangschalthebel muss sich in der Leerlaufstellung befinden.
- Die Pedale sind in ihren Ruhestellungen zu belassen.
- Kopfstützen müssen sich in ihrer höchsten Stellung befinden.
- Sitze: Längsverstellbare Sitze sind in jene Stellung zu bringen, bei der ihr „H“-Punkt in der Mitte des Verstellbereiches liegt.
- Rückenlehnen: Sollten auf eine Neigung von 25° gegenüber der Senkrechten eingestellt werden. [2]

Als Prüfpuppen kommen zwei Hybrid 3 50% Mann Dummies zum Einsatz, fahrer- und beifahrerseitig. Bei deren Positionierung muß sich der „H-Punktes“ innerhalb eines Korridors um den R-Punkt befinden. Die Symmetrieebene der Prüfpuppe muss mit der Mittelebene des Sitzplatzes zusammenfallen. Beide Arme müssen am Rumpf anliegen, der rechte Fuß des Fahrerdummies muss auf dem Gaspedal ruhen. [2]

Folgende Grenzwerte sind für die einzelnen Körperregionen vorgeschrieben:

- Das Kopfbelastungskriterium (HPC) darf höchstens 1000 betragen. Die Berechnung erfolgt anhand der Beschleunigung mit einem maximalen Zeitintervalls von 36 ms.
- Die resultierende Kopfbeschleunigung darf nicht länger als 3 ms den Wert von 80g überschreiten. Der Rückprall des Kopfes wird dabei allerdings nicht berücksichtigt.
- Die Halsverletzungskriterien dürfen die, in Abbildung 8 und Abbildung 9 angegebenen Werte nicht übersteigen.
- Das Neck Injury Criterion NIC darf den Wert $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ nicht übersteigen [2]

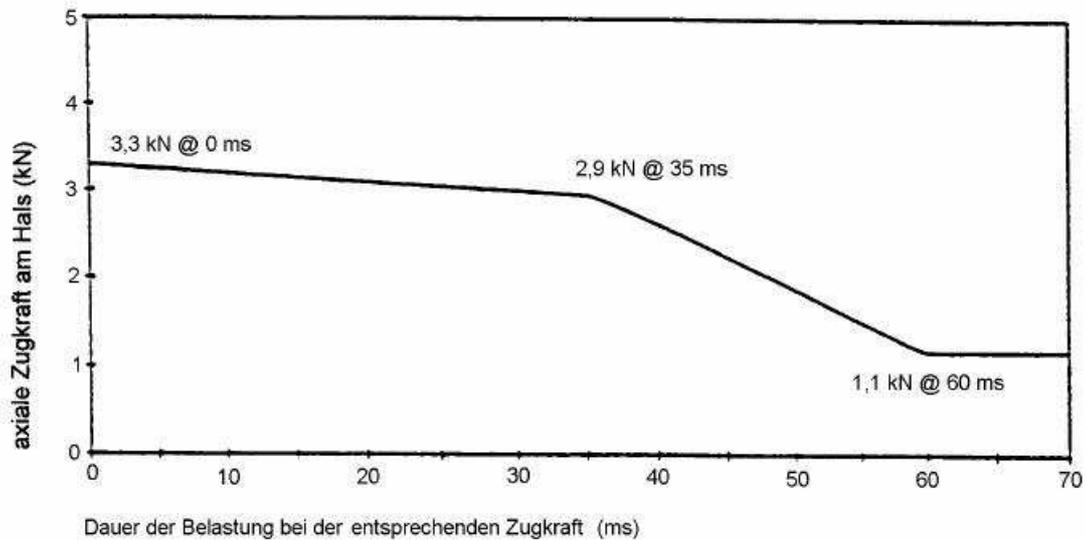


Abbildung 8: Kriterium der Zugbelastung des Halses [2]

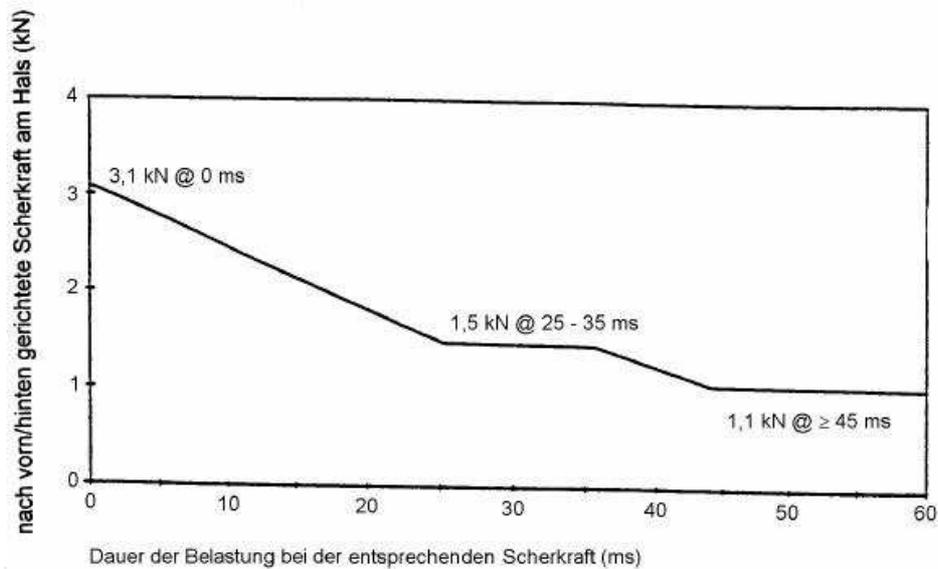


Abbildung 9: Kriterium der Scherbelastung des Halses [2]

- Das Halsbiegemoment um die y-Achse darf bei Streckung max. 57 Nm betragen.
- Das Viskos-Kriterium ($V \cdot C$) für den Brustkorb darf höchstens 1,0 m/s betragen.
- Das Brustkorbeindrückungs-Kriterium (ThCC) darf höchstens 50 mm betragen.
- Die Rückhaltesysteme müssen sich nach dem Test mit einer Kraft von weniger als 60 N öffnen lassen. [2]

Am Fahrzeug selbst wird dessen Verzögerung im unteren Teil der B-Säule gemessen. [2]

4.2 Gesetzgebung USA

Neben den Regelungen in Europa sollen zum Vergleich auch die, aus Sicht dieser Arbeit relevanten Gesetzgebungen in den USA näher beschrieben werden.

4.2.1 FMVSS 208 Frontalaufprall

Die FMVSS 208 stellt das Pendant zu der, in Europa verwendeten ECE-R94 Regelung dar. Auch aus dieser Norm können für das, in Kapitel 8 durchgeführte Experiment Grenzwerte für die einzelnen Körperregionen entnommen werden.

Die Abkürzung FMVSS steht für Federal Motor Vehicle Safety Standard und legt Mindestanforderungen zum Betreiben von in den USA zugelassenen Fahrzeugen im öffentlichen Verkehr fest. [7] Die dynamische Prüfung wird als Frontalaufprall mit einer Geschwindigkeit von 30 mph (48 – 53 km/h) gegen eine starre Barriere mit 100 % Überdeckung durchgeführt. Dabei kann die Barriere in einem Winkel von 90° oder 60° zur Fahrtrichtung positioniert werden. [8], [7]

Die Messung erfolgt an zwei HYBRID 3 Dummies, fahrer- und beifahrerseitig für den „In-Position“-Test. Im „Out-of-Position“-Test kommen ein HYBRID 3, 5% Frau, ein H III 6 Jahre, 3 Jahre und ein CRABI 1 Jahr zum Einsatz. [7] In Abhängigkeit der Test-Art („In-Position“ bzw. „Out-Position“) kommen unterschiedliche Grenzwerte zur Anwendung (siehe Tabelle 3 und Tabelle 4).

Tabelle 3: Grenzwerte „In Position“ in Abhängigkeit der Körperregionen [7]

Dummy:	H3, 50% Mann	H3, 5% Frau
Kopf:	HIC 15 = 700, HIC 36 = 1000	HIC 15 = 700
Nacken:	<p>$N_{ij} = 1,0$ (Normalized Neg Injury Criterion)</p> <p>Zug: $F_{zkrit} = 6,806$ kN</p> <p>Druck: $F_{zkrit} = 6,160$ kN</p> <p>Zug: $F_{zmax} = 4,17$ kN</p> <p>Druck: $F_{zmax} = 4,0$ kN</p> <p>Beugung: $M_{ykrit} = 310$ Nm</p> <p>Streckung: $M_{ykrit} = 135$ Nm</p>	<p>$N_{ij} = 1,0$</p> <p>Zug: $F_{zkrit} = 4,287$ kN</p> <p>Druck: $F_{zkrit} = 3,88$ kN</p> <p>Zug: $F_{zmax} = 2,62$ kN</p> <p>Druck: $F_{zmax} = 2,52$ kN</p> <p>Beugung: $M_{ykrit} = 155$ Nm</p> <p>Streckung: $M_{ykrit} = 67$ Nm</p>
Brust:	<p>$a_{3ms} = 60$ g</p> <p>$s_{max} = 63$ mm</p>	<p>$a_{3ms} = 60$ g</p> <p>$s_{max} = 52$ mm</p>

Beim Out-of-Position Test wird die Insassenbelastung durch Airbagauslösung geprüft. Neben einem H3 50% Mann (mit und ohne Gurt) und einer H3 5% Frau (2 mal mit und 1 mal ohne Gurt) kommen in Abhängigkeit des Initial-Lage Szenarios drei unterschiedliche Kinderdummies zum Einsatz [7], nämlich der 1 jährige Kinderdummy CRABI, 3 jährige HIII und der 6 jährige HIII. Die Grenzwerte für die einzelnen Dummies sind in Tabelle 4 dargestellt.

Tabelle 4: Grenzwerte „Out of Position“ in Abhängigkeit der Körperregionen [7]

Dummy:	H3 5% Frau	H3 6 Jahre	H3 3 Jahre	CRABI 1 Jahr
Kopf:	HIC 15 = 700	HIC 15 = 700	HIC 15 = 570	HIC 15 = 390
Nacken:	$N_{ij} = 1,0$ Zug: $F_{z_{krit}} = 3,88 \text{ kN}$ Druck: $F_{z_{krit}} = 3,88 \text{ kN}$ Zug: $F_{z_{max}} = 2,07 \text{ kN}$ Druck: $F_{z_{max}} = 2,52 \text{ kN}$ Beugung: $M_{y_{krit}} = 155 \text{ Nm}$ Streckung: $M_{y_{krit}} = 61 \text{ Nm}$	$N_{ij} = 1,0$ Zug: $F_{z_{krit}} = 2,8 \text{ kN}$ Druck: $F_{z_{krit}} = 2,8 \text{ kN}$ Zug: $F_{z_{max}} = 1,49 \text{ kN}$ Druck: $F_{z_{max}} = 1,82 \text{ kN}$ Beugung: $M_{y_{krit}} = 93 \text{ Nm}$ Streckung: $M_{y_{krit}} = 37 \text{ Nm}$	$N_{ij} = 1,0$ Zug: $F_{z_{krit}} = 2,12 \text{ kN}$ Druck: $F_{z_{krit}} = 2,12 \text{ kN}$ Zug: $F_{z_{max}} = 1,13 \text{ kN}$ Druck: $F_{z_{max}} = 1,38 \text{ kN}$ Beugung: $M_{y_{krit}} = 68 \text{ Nm}$ Streckung: $M_{y_{krit}} = 27 \text{ Nm}$	$N_{ij} = 1,0$ Zug: $F_{z_{krit}} = 1,46 \text{ kN}$ Druck: $F_{z_{krit}} = 1,46 \text{ kN}$ Zug: $F_{z_{max}} = 0,78 \text{ kN}$ Druck: $F_{z_{max}} = 0,96 \text{ kN}$ Beugung: $M_{y_{krit}} = 43 \text{ Nm}$ Streckung: $M_{y_{krit}} = 17 \text{ Nm}$
Brust:	$a_{3ms} = 60 \text{ g}$ $s_{max} = 52 \text{ mm}$	$a_{3ms} = 60 \text{ g}$ $s_{max} = 40 \text{ mm}$	$a_{3ms} = 55 \text{ g}$ $s_{max} = 34 \text{ mm}$	$a_{3ms} = 50 \text{ g}$ $s_{max} = 30 \text{ mm}$

In den USA ist die Erfüllung der FMVSS208 keine Voraussetzung für die Zulassung des Kraftfahrzeuges am öffentlichen Verkehr. Hier gilt durch die Automobilhersteller das Prinzip der Selbsteinschätzung. Die Einhaltung der Standards wird durch die Hersteller eigenverantwortlich überprüft. Durch nachgeordnete Regierungsbehörden werden diese Vorschriften in bestimmten Intervallen stichprobenartig kontrolliert. [9]

4.2.2 FMVSS 213 Kinderrückhaltesysteme

Die amerikanische Entsprechung zur ECE-R44 ist die FMVSS 213. Auch hier werden die Kindersitze einer dynamischen Prüfung unterzogen. In Abhängigkeit vom Produktionsjahr des Kindersitzes kommen unterschiedliche Testkonfigurationen zur Anwendung.

A) Testkonfiguration 1:

Die Geschwindigkeit des Prüfschlittens beträgt 30 mph (48 km/h) mit einem, wie in Abbildung 10 dargestellten Verzögerungsverlauf für Kinderrückhaltesysteme, die vor dem 1. August 2005 produziert wurden. [10]

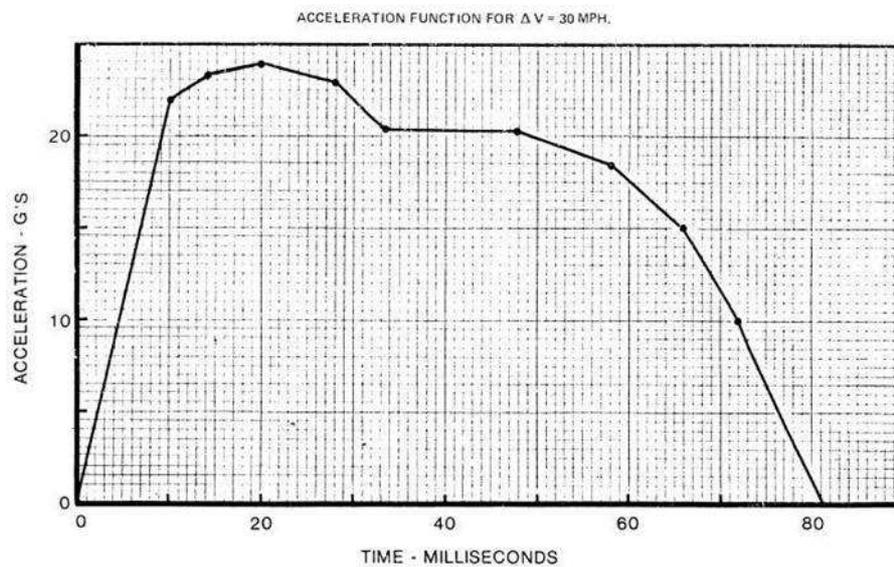


Abbildung 10: Verzögerungsverlauf des Prüfschlittens [10]

B) Testkonfiguration 2:

Geschwindigkeit des Prüfschlittens von 20 mph (32 km/h) mit einem, wie in Abbildung 11 dargestellten Verzögerungsverlauf. [10]

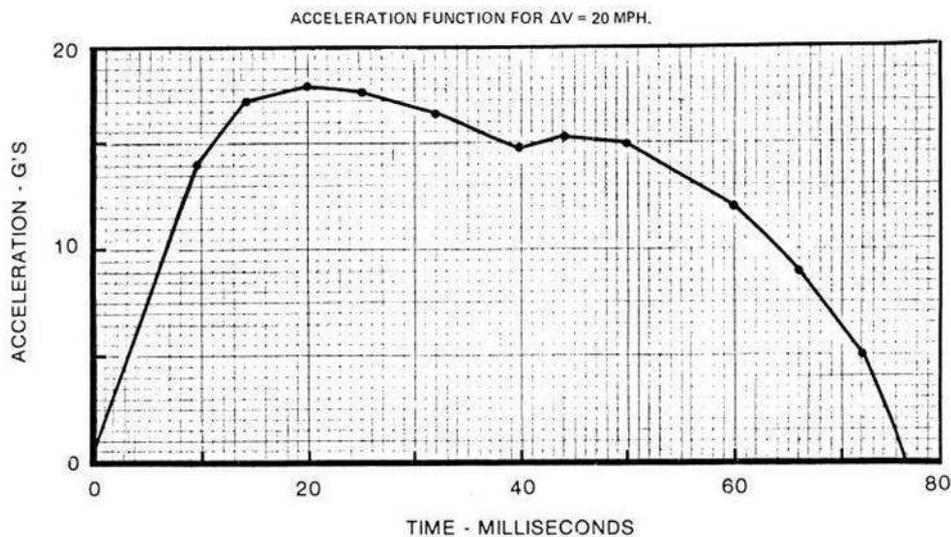


Abbildung 11: Verzögerungsverlauf des Prüfschlittens [10]

Bei beiden Testkonfigurationen kommen der CAMI Neugeborenen, der CAMI 9 Monate, der CRABI 1 Jahr, der HIII 3 Jahre und der HIII 6 Jahre zum Einsatz.[10]

Folgende Grenzwerte dürfen nicht überschritten werden:

- Kopfbelastung: $HIC_{36} = 1000$
- Kopfbeschleunigung: $a_{res,3ms} = 60 \text{ g}$
- Halsmoment: $M_y = 20 \text{ Nm}$
- Halskraft: $F_z = 2 \text{ kN}$

4.3 Verbraucherschutztests

Neben den gesetzlichen Tests werden auch eine Reihe unterschiedlicher Verbraucherschutztests in Bezug auf Kinderrückhaltesysteme untersucht. Während die gesetzlichen Tests verpflichtende Mindestanforderungen für die Zulassung aller Personenkraftwagen darstellen, besteht bei den Verbraucherschutztests keine verpflichtende Teilnahme der Fahrzeughersteller. Bei den Verbraucherschutztests werden Neufahrzeuge unter ökonomischen und sicherheitstechnischen Gesichtspunkten mit Hilfe eines übersichtlichen Bewertungsverfahrens miteinander verglichen.

4.3.1 ÖAMTC

Der Österreichische Automobil-, Motorrad- und Touring Club ist ein gemeinnütziger Verein, der neben einer Vielzahl von unterschiedlichen Diensten für die Allgemeinheit in Zusammenarbeit mit dem ADAC das Verhalten von Kinderrückhaltesystemen im Frontal- und Seitencrashversuch testet. Neben dem Aspekt der Sicherheit werden aber auch Bedienung, Komfort und Gebrauchseigenschaften getestet, die allerdings einer subjektiven Bewertung durch einen Experten unterliegen. [77]

Bei den durchgeführten Tests im Modelljahr 2009 werden folgende Fahrzeuge für Einbauversuche und statische Tests herangezogen:

- Ford Fiesta, 3-türig
- Opel Asta, 5-türig
- Renault Espace, 5-türig [11]

Die Auswahl der Kinderrückhaltesysteme richtet sich nach den Gewichtsklassen (0, 0+, I, II und III), der Prüfvorschrift (ECE-R44-03 und ECE-R44-04), dem Modelljahr (2009) und nach Sitzmodellen nach Wunsch von Automobilclubs und Verbraucherorganisationen der ICRT (International Consumer Research and Testing). [11]

Sicherheit:

Bei den Frontalaufpralltests findet eine dynamische Prüfung in Anlehnung an die ECE-R44-04 Norm statt. Dabei wird auf einem Prüfschlitten eine VW Golf IV Karosserie (4-türig) aufgebaut. Die Prüfung der unterschiedlichen Kinderrückhaltesysteme findet soweit es möglich ist in Sitz-, Liege- und Schlafstellung mit dem jeweils kleinsten und größten zulässigen Kinderdummy statt. Die Schlittenverzögerung entspricht jener des Euro NCAP Pulses. Neben den Messungen nach ECE-R44 wird darüber hinaus auch die Kopf- und Halsbelastung (nicht bei P6- und P10-Dummy) erfasst. [11]

Neben dem Frontalaufprall wird das Schutzpotential der Kinderrückhaltesysteme auch bei einem Seitenaufprall getestet. Hierbei erfolgt die dynamische Prüfung in Anlehnung an ISO/TC22/SC12/WG1 N 504. [11] Diese Prüfung sein an dieser Stelle nur der Vollständigkeit halber erwähnt, da der Seitenaufpralltest für dieses Projekt nicht von Relevanz ist.

4.3.2 ADAC (Allgemeiner Deutscher Automobil Club)

Der ADAC ist der größte Verkehrsclub Deutschlands und führt in Anlehnung an den Euro NCAP Crashtests durch. In Bezug auf Marktbedeutung und Innovativität wird eine Vielzahl von Kindersitzen ausgewählt und im Frontal- und Seitenaufprall getestet. Dazu wird auf einem Prüfschlitten eine Opel Astra Karosserie (5-türig) montiert und beim Frontalaufprall mit einer Geschwindigkeit von 64km/h und beim Seitenaufprall mit 50km/h getestet. Somit liegen die Prüfungen über den gesetzlichen Mindestanforderungen der ECE-R44 Norm. Für jedes Kindersitzmodell kommen unterschiedlich große Dummies zum Einsatz mit Hilfe derer die Belastungswerte ermittelt werden. [12]

Neben der Sicherheit der Sitze werden Gurtverlauf, Größenanpassung, Standfestigkeit und Kopfabstützung überprüft. Die statische Prüfung sowie die Größenanpassung erfolgt neben einem zwei- und viertürigen Fahrzeug auch in einem Van. Das Testurteil setzt sich aus den jeweiligen Ergebnissen aus den Bereichen Sicherheit und Bedienung zusammen. Das ADAC-Urteil ergibt sich aus den Ergebnissen in den Kriterien Sicherheit und Bedienung. [12]

4.3.3 TCS (Touring Club Schweiz)

Beim TCS wird eine Opel Astra H Roh-Karosserie auf einem Schlitten mit einer Beschleunigung entsprechend dem Euro NCAP beaufschlagt. Für jeden Kindersitz wird die Belastung auf den Körper mit dem jeweils kleinsten und größten hierfür zulässigen Kinderdummy ermittelt. Verwendung finden die Q-Dummies Q1, Q1.5 und Q3, sowie der P10. Sofern der Sitz mit ISOFIX ausgestattet ist, wird auch der Kindersitz entsprechend mit dem Fahrzeug verbunden. Die Prüfung erfolgt dabei in Sitzstellung und soweit es möglich ist auch in der Liege- und Schlafstellung. Für verschiedene Einbauversuche und statische Prüfungen kommen ein Seat Ibiza (3-türig), ein Renault Espace (Van) und ein Opel Astra (5-türig) zum Einsatz. Neben der Sicherheit werden noch Bedienung, Komfort und Reinigung bzw. Verarbeitung als Bewertungskriterien herangezogen. [13]

4.3.4 NPACS (New Programme for the Assessment of Child restraint Systems)

Das NPACS-Projekt wurde 2002 ins Leben gerufen und ist ein europaweit abgestimmtes Kindersitz-Testprogramm, bei dem neben der Sicherheit auch die Verwendbarkeit von Kindersitzen detailliert geprüft werden. Im Bereich der Sicherheit wird im Front- und Seiten-Crash das Sicherheitspotenzial der Kinderrückhaltesysteme beurteilt. Ebenso werden Benutzerfreundlichkeit und Befestigung im Kraftfahrzeug untersucht und bewertet.

In einer zweijährigen Entwicklungsphase wurde dieses harmonisierte Testprogramm auf wissenschaftlicher Basis entwickelt und besitzt ein abgestimmtes Bewertungsschema. NPACS wirkt somit auch unterstützend für Kindersitzhersteller bei der Entwicklung und Optimierung ihrer Modelle und bietet ihnen somit wichtiges Know-how und verschiedene Hilfestellungen. [78]

Unterschied zu NCAP:

NCAP testet für unterschiedliche Fahrzeugmodelle die darauf vom Hersteller abgestimmten Kinderrückhaltesysteme in Anlehnung an ECE R44. Der Fokus richtet sich dabei natürlich auf das Crashverhalten des Kraftfahrzeuges!

NPACS hingegen testet verschiedene Kinderrückhaltesysteme in Kombination mit unterschiedlichen Fahrzeugmodellen und verwendet dabei ein leicht zu verstehendes Bewertungssystem. [11]

Durch diese ausführlichen Untersuchungen ergeben sich Verbesserungen im Bereich:

- Sitzgeometrie
- Gurtauslegung
- biomechanischer Grenzwerte
- der richtigen Handhabung von Dummies je nach Unfalltyp
- Kinderdummies mit verbesserter Biofidelität

Die dynamische Prüfung ist hinsichtlich der Geschwindigkeit dem Euro NCAP-Test angeglichen und wird ebenso bei 64 km/h durchgeführt. Hinzu kommen Schlittentests, die mit einer Geschwindigkeit von 50 km/h und einem definierten Bremsweg an die ECE R44 Norm angelehnt sind.

Als Erweiterung wird auch das Nicken bei einem Fahrzeug-Fahrzeug-Crash untersucht, welches sich aufgrund unterschiedlicher Höhen der beiden Schwerpunkte bezogen auf den Aufprallkontaktpunkt ergibt. [79]

Bewertungsschema des Frontalaufpralls:

Aufgrund ausführlicher Unfallanalyse und Gewichtung der Verletzungskriterien werden für das getestete Kinderrückhaltesystem im Test insgesamt maximal 200 Punkte vergeben.

Verwendung findet die Q-Dummyserie, da sie theoretisch für Frontal- und Seitencrashes gleichermaßen eingesetzt werden kann. Außerdem besitzen sie – gegenüber dem P- und H-Dummy, eine verbesserte Biofidelität und eine austauschbare Instrumentierung. (Q0, Q1, Q1.5, Q3, P10) [14]

Im Vergleich mit den Grenzwerten der Dummies wird der niedrigste und höchste Level den jeweils minimalen und maximalen zu vergebenden Punkte gegenübergestellt. (Siehe Tabelle 5) [14]

Tabelle 5: Grenzwerte zu Körperregion [14]

Körperregion	Grenzwert
Resultierende Kopfbeschleunigung:	ares.3ms = 120 g für Q-Dummies ares.3ms = 105 g für P10
Kopfverlagerung horizontal:	600 mm für P10 und Q-Dummies
Resultierende Brustbeschleunigung:	ares.3ms = 65 g für P10 und Q-Dummies
Brusteindrückung in x-Richtung:	40 mm für Q1 und Q1.5 50 mm für Q3
Nackentmoment:	$M_y = 35 \text{ Nm}$ für Q-Dummies
Nackenkraft:	3000 N für Q-Dummies
Resultierende Beckenbeschleunigung:	90 g für Q-Dummies

4.3.5 Euro NCAP (New Car Assessment Programme)

Ist ein herstellerunabhängiges Crashtest Programm und wurde durch die Vereinigung europäischer Konsumentenschützer, Autofahrerclubs, Verkehrsministerien und Versicherungsverbänden, in Österreich vertreten durch VKI und ÖAMTC ins Leben gerufen.

Mittels der Vergabe von heute bis zu 5 Sternen wird die Bewertung der Sicherheit von Kraftfahrzeugen vorgenommen.

Beurteilt werden die Bereiche: Erwachsenen-, Kinder-, Fußgängerschutz und ganz neu die Ausstattung mit Assistenzsystemen (Gurtwarner, Tempobegrenzer, ESP). [15]

Frontalaufprall:

Der Frontalaufprall findet mit einer Testgeschwindigkeit von 64 km/h und einer Überdeckung von 40% gegen eine deformierbare Barriere statt. Das Testfahrzeug wird mit Fahrer-, Beifahrerdummies vorne und Kinderdummies (repräsentativ für 1,5 und 3 Jahre) im Fond bestückt. [15]

Weitere Tests sind ein Seitenaufprall-, Pfahl- und Fußgängertest. [15]

Im Bewertungsschema werden insgesamt 128 Punkte vergeben, die zusätzlich einer Gewichtung in Prozent unterliegen. Beides fließt gleichermaßen in die Vergabe der Sterne ein.

Zu beachten ist, dass die Bewertungen auf die jeweilige zugrunde gelegte Fahrzeugklasse bezogen sind, weil der Crashtest die Kollision mit einem Fahrzeug ähnlicher Größe simuliert. In der Regel schneiden größere Fahrzeuge bei realen Unfällen besser ab als kleine. Statistischen Untersuchungen zufolge ist das Risiko bei einem Autounfall zu sterben, für die Insassen eines leichteren Fahrzeugs höher. [15]

Die Testgeschwindigkeit von 64 km/h beim Frontalaufprall wurde in Anlehnung an die, von der EEVC Working Group durchgeführten Unfallanalysen gewählt. Dabei ergab sich, dass bei einer Fahrzeug-Fahrzeug Kollision von 55 km/h mit einer 50-prozentigen Wahrscheinlichkeit mit AIS 3 Verletzungen zu rechnen ist. Umgerechnet auf den von Euro NCAP durchgeführten Aufprall auf eine deformierbare Barriere ergibt sich somit eine äquivalente Geschwindigkeit von 64 km/h. Hingegen ergibt sich bei einer Fahrzeug-Fahrzeug Kollisionsgeschwindigkeit von 50 und 60 km/h eine einerseits zu niedrige, andererseits zu hohe (66%) AIS 3 Wahrscheinlichkeit (siehe Tabelle 6). [15]

Tabelle 6: Gegenüberstellung Geschwindigkeit – Verletzung [16]

Fzg-Fzg-Crashgeschwindigkeit	AIS 3 Wahrscheinlichkeit
50	gering
55	ca. 50%
60	über 66%

Die Anzahl der zu vergebenden Punkte bei den biomechanischen Belastungsgrenzen, welche zur Endbewertung in Sternen bzw. farblicher Darstellung notwendig sind, richtet sich nach 2 Niveaus, dem “Höheren-“ und “Niedrigeren Leistungslimit”. Dargestellt in Tabelle 7. [15]

Tabelle 7: Euro NCAP Frontalaufprall [17]

Euro NCAP Frontalaufprall	
Testbedingungen: 64 km/h, Überdeckung: 40%	
Barriere	deformierbar
Dummy	H III 50%
Kopf	<p>Höheres Leistungslimit: $HIC_{36} = 650$ (5% Verletzungsrisiko\geqAIS3) $a_{3ms} = 72$ (5% Verletzungsrisiko\geqAIS3)</p> <p>Niedrigeres Leistungslimit: $HIC_{36} = 1000$ (20% Verletzungsrisiko\geqAIS3) $a_{3ms} = 88$ g (20% Verletzungsrisiko\geqAIS3)</p>
Nacken	<p>Höheres Leistungslimit: Schub: 1,9 kN bei 0ms; 1,2 kN bei 25-35ms; 1,1 kN bei 45ms Beugung: 2,7 kN bei 0ms; 2,3 kN bei 35ms; 1,1 kN bei 60ms Streckung: 42Nm</p> <p>Niedrigeres Leistungslimit: Schub: 3,1 kN bei 0ms; 1,5 kN bei 25-35ms; 1,1 kN bei 45ms Beugung: 3,3 kN bei 0ms; 2,9 kN bei 35ms; 1,1 kN bei 60ms Streckung: 57 Nm</p>
Brust	<p>Höheres Leistungslimit: $VC = 0,5$ m/s (5% Verletzungsrisiko\geqAIS3) $ThCC(s_{max}) = 22$ mm (5% Verletzungsrisiko\geqAIS3)</p> <p>Niedrigeres Leistungslimit: $VC = 1$ m/s (25% Verletzungsrisiko\geqAIS3) $ThCC(s_{max}) = 50$ mm (50% Verletzungsrisiko\geqAIS3)</p>
Becken, Ober- schenkel, Knie	<p>Höheres Leistungslimit: Druck auf Oberschenkel: 3,8 kN (5% Risiko e. Beckenverletzung) Knieverschiebung: 6 mm</p> <p>Niedrigeres Leistungslimit: Druck auf Oberschenkel: 7,56 kN bei ≥ 10ms (Verletzungsgrenze) Knieverschiebung: 15mm (Kreuzbandverletzungsgrenze)</p>
Unterschenkel	<p>Höheres Leistungslimit: Tibia Index: 04 Tibia Druck: 2 kN</p> <p>Niedrigeres Leistungslimit: Tibia Index: 1,3 Tibia Druck: 8 kN (10% Verletzungsrisiko)</p>
Füße	<p>Höheres Leistungslimit: Pedalrückschiebung: 100 mm</p> <p>Niedrigeres Leistungslimit: Pedalrückschiebung: 200 mm</p>

4.3.6 Bewertung der Verbraucherschutztests

Um die oben vorgestellten Verfahren miteinander vergleichen zu können, müssen sie bezüglich ihrer Relevanz zum Unfallgeschehen überprüft und bewertet werden.

Ein Testverfahren sollte verlässliche und reproduzierbare Ergebnisse liefern und die Unfallsituation geeignet abstrahiert aber realistisch abbilden. Dabei geht es nicht darum, jeden einzelnen Kollisionstyp abbilden zu können, vielmehr sollen häufige Aufprallarten zu einem aussagekräftigen Testszenario zusammengefasst werden.

Für den Frontalaufprall führen die meisten Verbrauchertests ihre Crashversuche mit der gesetzlichen Testgeschwindigkeit von 50 km/h durch, da hier mit einer hohen Versagenswahrscheinlichkeit der Kinderschutzsysteme zu rechnen ist.

Alle Schlittentestverfahren haben den Nachteil, dass sie keine allgemein gültige Fahrzeugumgebung nachbilden. Sie haben allerdings neben dem Vorteil der niedrigen Kosten auch eine höhere Reproduzierbarkeit und es bedarf geringerer Vorbereitungszeit.

Auch jene Testverfahren, bei denen eine Fahrzeugkarosse zum Einsatz kommt, können nur subjektive Ergebnisse bezogen auf den jeweiligen Fahrzeugtyp liefern.

Die Schutzwirkung von Kinderrückhaltesystemen wird maßgeblich von der Gurtanbindung, der Steifigkeit der Sitzfläche, auf welcher sich das Kinderrückhaltesystem befindet, der Steifigkeit der Fahrzeugkarosse selbst, der Größe und der Masse der beteiligten Fahrzeuge beeinflusst.

Somit spiegelt das Testverfahren des Euro NCAP die Realität am besten wieder, weil hier das Kinderrückhaltesystem in einer realen Unfallsituation in einem kompletten PKW zum Einsatz kommt.

Nachteilig ist allerdings, dass nur jene, vom Hersteller empfohlenen Kindersitze getestet werden und somit keine allgemein gültige Aussagen getroffen werden können.

Allen Verbrauchertests gemeinsam ist, dass Mehrfachkollisionen und Überschläge keine Bewertung finden.

Auch in der ECE R44 04 Norm wird nur eine quasistatische Überkopfstellung geprüft, bei der der verwendete Dummy nur bis zu einem bestimmten Maß aus dem Kinderrückhaltesystem herausrutschen darf.

4.4 Arten von Kindersitzsystemen

Bei dem Unfall sassen die beiden jüngsten Kinder auf handelsüblichen Sitzerrhöhungen. Obwohl sie aufgrund ihrer Größe und ihres Gewichtes durch diese Art von Kindersitzen gesetzlich korrekt gesichert waren, soll dieses Kapitel einen Überblick über unterschiedliche Kinderrückhaltesysteme geben. Vorallem in Hinblick auf alternative Möglichkeiten, mit denen diese Kinder im Fahrzeug gesichert werden hätten können.

Die Kinderrückhaltesysteme werden nach Größe bzw. Gewicht in fünf Gewichtsklassen eingeteilt.

- Gruppe 0: von Geburt bis zum 9. Monate bzw. 0 – 9kg
- Gruppe 0+: von Geburt bis zum 15. Monat bzw. 0 – 13kg
- Gruppe I: vom 9. Monat bis zum 4 Lebensjahr bzw. von 9 – 18 kg
- Gruppe II: vom 4. bis zum 7. Lebensjahr bzw. von 15 – 25kg
- Gruppe III: vom 6. bis zum 12. Lebensjahr bzw. 22 – 36kg [4]

4.4.1 Gruppe 0 und 0+ (0-13 kg oder 0 -15 Monate)

Babyschalen



Abbildung 12: Babyschale [19]

Für Babys stellen Schalenitze die sicherste und gebräuchlichste Transportmethode dar (siehe Abbildung 12). Diese Bauweise muss immer gegen die Fahrtrichtung montiert werden, dadurch kann bei einer Frontalkollision der gesamte Rumpf des Kleinkindes durch die Rückenlehne abgestützt werden und die Halswirbelsäule wird größtenteils entlastet. Falls die Babyschale am Beifahrersitz transportiert wird, muss der Beifahrerairbag deaktiviert werden. [18]

Babyschalen mit Basis



Abbildung 13: Babyschale mit Basis [19]

Der Vorteil besteht darin, dass die Basis mit dem Fahrzeuggurt oder per ISOFIX gesichert im Auto zurückbleibt und die Schale bei Bedarf einfach eingeklinkt werden kann (siehe Abbildung 13).

Weitere Ausführungen wären Wannen und Kombinationssitze, wobei Babyschalen bezüglich Komfort und Sicherheit klar im Vorteil sind. [18]

4.4.2 Gruppe 1: (9-18kg oder 9.Monat bis 4.Lebensjahr)

Rückwärts/vorwärts gerichtete Hosenträgersysteme



Abbildung 14: Rückwärtsgerichteter Kindersitz [19]

Besonders vorteilhaft in Kombination mit ISOFIX-Systemen können diese Rückhaltesysteme auch meist wahlweise in Fahrtrichtung montiert werden (siehe Abbildung 14). Nachteilig wirken sich die schlechte Sicht zu den Kinder und die geringe Beinfreiheit aus. [18]

Fangkörpersysteme



Abbildung 15: Kindersitz mit Fangkörper [19]

Diese Bauart wird häufig bei Kombinationssitzen eingesetzt (siehe Abbildung 15). Zu den Vorteilen zählen eine einfache Sicherung, Bewegungsfreiheit und im Falle einer Kollision die geringere Nackenbelastung, da der Oberkörper mit nach vorne geht. [18]

Dreipunktgurt Systeme



Abbildung 16: Dreipunktgurt System [20]

Das Kind wird samt Kindersitz alleinig mit dem Fahrzeuggurt gesichert (siehe Abbildung 16). Dabei ist dieses System gerade bei kleinen Kindern bis 13 kg nicht ideal. [18]. Diese Art von System sorgt dafür, dass der Fahrzeuggurt besser über den Körper geführt wird und damit fallen die Belastungen geringer aus.

4.4.3 Gruppen 2 und 3: (15-36 kg oder 4-12. Lebensjahr)



Abbildung 17: Kindersitz Gruppen 2+3 [21]



Abbildung 18: Sitzerrhöhung [22]

Wichtig ist bei diesen Systemen eine gute Gurtführung, sowohl für den Becken-, als auch den Schultergurt (siehe Abbildung 17 und Abbildung 18). Aus diesem Grund sollte statt einer reinen Sitzerrhöhung der gesamte Sitz samt Rückenlehne verwendet werden. Zusätzlich bietet die Rückenlehne Schutz bei einer Seitenkollision und liefert einem schlafenden Kind eine definierte Ruhestellung. [18]

In Tabelle 8 wird die Sitzerrhöhung dem Erwachsenengurt hinsichtlich der Verletzungen gegenübergestellt, die sich in die Körperregionen Kopf, Nacken, Brust und Abdomen gliedern. Der größeren Vorverlagerung des Kopfes bei der Sitzerrhöhung, ersichtlich aus einer vermehrten Zahl an Verletzungen im Bereich Kopf und Nacken, stehen Vorteile bei Brust und Abdominalverletzungen gegenüber. [23]

Tabelle 8: Gegenüberstellung Boostersitz – Erwachsenengurt [23]

Anzahl der Kinder	Boostersitz mit Dreipunktgurt		Nur Dreipunktgurt	
	108		148	
AIS-Skala	AIS1+	AIS3+	AIS1+	AIS3+
Kopf	39	7	44	8
Nacken	22	11	25	6
Brust	24	9	45	18
Bauch	28	9	68	27
	AIS1+	Fraktur	AIS1+	Fraktur
Extremitäten	53	25	88	38

Bei allen Systemen ist zusätzlich zwischen vorwärts- und rückwärts gerichteten Kinderrückhaltesystemen zu unterscheiden.

Aus Tabelle 9 ist ersichtlich, dass die Schutzwirkung von rückwärtsgerichteten Systemen aufgrund einer flächigen Rückhaltewirkung bei einem Frontalaufprall besser ist. [24]

Tabelle 9: Schutzwirkungsdifferenz zwischen vor- und rückwärtsgerichteten KSS [24]

Anzahl der Kinder	Rückwärts gerichtete Systeme		Vorwärts gerichtete Systeme	
	AIS1+	AIS3+	AIS1+	AIS3+
Kopf	18	5	46	16
Nacken	0	0	24	10
Brust	3	0	16	6
Bauch	1	0	9	3
Extremitäten	AIS1+	Fraktur	AIS1+	Fraktur
	8	4	39	20

4.5 Unterschied Kind-Erwachsener

Bei der Geburt bestehen die Halswirbel aus 3 verschiedenen Knochen, die durch Knorpel zusammengehalten werden. Sie wachsen erst im dritten Jahr zusammen.

Die Halswirbel C1 (Atlas) und C2 (Axis) verbinden sich erst richtig im Alter von 4-6 Jahren. In der Pubertät erreichen die Wirbel ihre erwachsene Größe, aber entwickeln sich noch bis zum 25. Lebensjahr.

Die Nackenmuskeln von Kleinkindern sind nicht so weit entwickelt. Bis zum dritten Lebensjahr können Kinder ihren Kopf aufgrund andersartiger Proportionen nicht selbstständig aufrecht halten. [27]

Die Wirbelsäule ist biegsamer als bei einem Erwachsenen, daher treten allerdings auch Rückenmarksdehnungen auf. Deshalb kann bei Kindern eine Verletzung des Rückenmarks auftreten, ohne dass dabei Wirbel verletzt werden. 60-70 % der Halswirbelerkrankungen bei Kindern treten zwischen C1 und C2 auf, hingegen nur zu 16% bei Erwachsenen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass der natürliche Drehpunkt bei Kindern zwischen C2 und C3 liegt, bei Erwachsenen hingegen in der Nähe von C6.

Auch ist wegen der verschiedenartigen Proportionen von Kindern, vor allem durch den „übergroßen“ Kopf der Schwerpunkt bezogen auf die Körpergröße höher gelegen. (Siehe Abbildung 19)

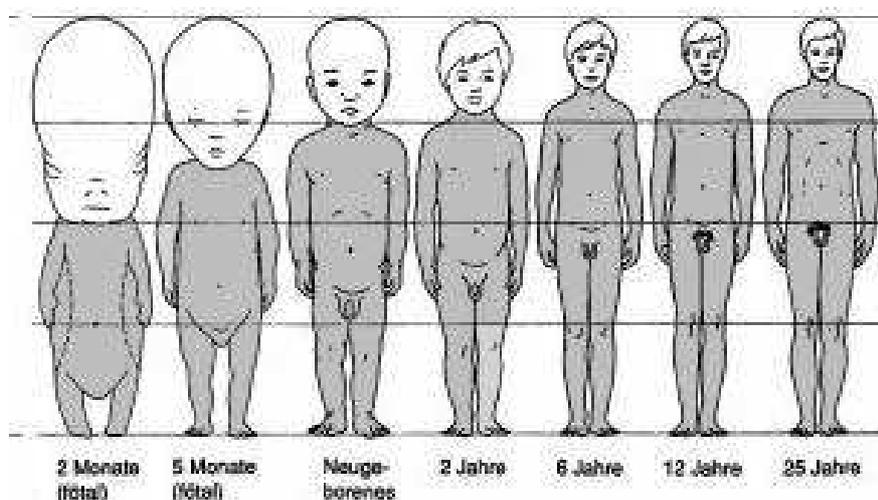


Abbildung 19: Proportionale Veränderungen während des Wachstums [26]

Daher ist mit einer größeren Vorverlagerung des Oberkörpers im Falle eines Unfalls zu rechnen. Die Rippen sind bei Kleinkindern viel weicher und nachgiebiger, was zum einen den Vorteil hat, dass dadurch weniger Rippenfrakturen auftreten, jedoch die inneren Thorax-Organen gefährdeter sind. [27]

Außerdem ist bei Kindern der Abdominalbereich weniger durch den Brustkorb geschützt. Die Leber und Milz sind dadurch nicht so gut geschützt.

Bei Versuchen mit Oberschenkelknochen von Kindern fand man heraus, dass diese bei mechanischer Belastung mehr Energie durch plastische Verformung aufnehmen können als Knochen von Erwachsenen. [27]

4.6 Verletzungskriterien

4.6.1 Verletzungsschwere

Sie kennzeichnet physiologische Veränderungen am lebenden Menschen aufgrund von mechanischer Krafteinwirkung.

In den meisten Fällen erfolgt eine wenig genaue Abschätzung unmittelbar nach einem Unfall durch die Polizei, die jedoch nicht auf einer klinischen Diagnose bzw. auf einer Autopsie des Opfers basiert. Auch eine Abschätzung der Verletzungsschwere in der Notaufnahme einer Unfallklinik ist unzureichend, da die Symptome mancher Verletzungen erst mehrere Tage nach dem Unfall auftreten können. [28]

Ausweg aus dieser Situation ermöglicht die Definition des Verletzungsschweregrades. Mit ihm kann eine bestimmte Verletzung ihrer Auswirkung auf z.B.: das Maß der Lebensgefährdung, die sich ergebende Krankenhausaufenthaltsdauer oder das Risiko einer bleibenden, körperlichen Behinderung gegenübergestellt werden. Da diese Zuordnung von einem Anwendungsort zum anderen variiert, wurde bereits in den 60er Jahren die „Abbreviated Injury Scale“, kurz AIS eingeführt. Diese „Vereinfachte Verletzungsskala“ wurde international anerkannt und hatte zur Folge, dass gleiche Verletzungen in verschiedenen Ländern auch gleich klassifiziert wurden. [28]

Anhand eines Kataloges von Verletzungsbeschreibungen, der sich nach sieben Körperregionen (Kopf, Hals, Thorax, Abdomen, Wirbelsäule, Extremitäten und knöchernes Becken) gliedert, wird den beobachteten Verletzungen nach folgenden fünf Kriterien ein Verletzungsschweregrad zugeordnet: [28]

- Grad der Lebensbedrohung (wichtigstes Kriterium!)
- Behandlungsbauer
- Dauerschäden
- Energieaufnahme und
- Häufigkeit einer Verletzung [28]

Die AIS-Skala berücksichtigt weder die Folgen der Verletzung wie beispielsweise den Eintritt des Todes, noch etwaige Vorerkrankungen, das Alter des Unfallopfers oder dessen physikalische Konstitution. [29]

Vorteilhaft ist die Anwendung einer einheitlichen Verletzungsskala nicht zuletzt bei der Effizienzbeurteilung von Behandlungsmethoden.

Da die Unfallopfer meist mehr als nur eine Verletzung erleiden, wird zur Einschätzung der gesamten Verletzungsschwere des Insassen die schwerste Einzelverletzung als MAIS (Maximale AIS) codiert. [28]

Die AIS - Skala bildet Gruppen gleicher Überlebenswahrscheinlichkeit, ohne jedoch diese Wahrscheinlichkeit zu quantifizieren (siehe Tabelle 10).

Tabelle 10: AIS Codierung [28]

AIS	Schweregrad	Beispiele für Verletzungen	Letalitätsrate [%]
0	unverletzt		0,00
1	gering	Schürfungen, Schnittwunden, Stauchungen, Prellung, Verbrennungen 1. und 2. Grades	0,00
2	mäßig	Großflächige Schürfungen und Prellungen, ausgedehnte Weichteilverletzungen, leichte Gehirnerschütterung mit Amnesie,	0,07
3	schwer, nicht lebensgefährlich	Schädelfraktur ohne Liquoraustritt, Gehirnerschütterung mit Bewusstlosigkeit, Pneumothorax,	2,91
4	bedeutend lebensgefährlich; Überleben wahrscheinlich	Schädelfraktur mit Liquoraustritt, Gehirnersch. Mit Bewusstl. Bis 24 Stunden, Perforation des Brustkorbes,	6,88
5	Kritisch; Überleben unsicher	Schädelfraktur mit Hirnstammlutung, Organriss oder -abriss, Verbrennungen 3. Grades bis 90 % der Oberfläche	32,32
6	Maximal als praktisch nicht Überlebbar gewertet	Massive Kopfquetschung, Hirnstammlazeration, Schädelbasisfraktur, Thoraxquetschung, Aortaruptur und -durchtrennung,	100
9	unbekannt		unbekannt

Letalitätsrate entspricht einer Sterbewahrscheinlichkeit = Wahrscheinlichkeit aufgrund dieser Verletzung zu sterben.

Da die Behandlung eines Patienten mit multiplen Verletzungen oft sehr unterschiedlich im Vergleich zum Verletzungszustand von Patienten mit nur einem verletzten Körperteil ist, wurde auf Basis der AIS-Skala das so genannte ISS-Verfahren entwickelt.

ISS steht für „Injury Severity Scale“ und wird zur Codierung von Mehrfachverletzungen angewandt. Der ISS-Wert ist die Summe aus den Quadraten der jeweils höchsten AIS-Werte der drei am schwersten verletzten Körperregionen:

$$ISS = (AIS 1)^2 + (AIS 2)^2 + (AIS 3)^2$$

Am häufigsten wird das ISS – Bewertungssystem bei der Entscheidung angewendet, ob die Verletzungen eines Geschädigten als Polytraume zu klassifizieren sind.

Der Maximalwert beträgt höchstens 108 und zwar wenn alle drei berücksichtigten Körperteile AIS 6 aufweisen. Ein ISS – Wert von 15 wird dabei als Entscheidungsgrenze für das Auftreten eines Polytraumas herangezogen. Darüber handelt es sich um Mehrfachverletzungen, darunter nicht. Möchte man diese Grenze mit Hilfe der AIS – Skala bzw. dem MAIS beschreiben, so muss mindestens eine Körperregion einen MAIS von 4 und zwei Regionen jeweils einen MAIS von 3 aufweisen. Auch mit einem MAIS von 3 und zwei weiteren MAIS von 2 kann diese Grenze beschrieben werden. Wenn dieser Maximalwert nur bei einem Körperteil mit AIS6 auftritt, wird der ISS-Wert auf 75 gesetzt. Bei 3 Verletzungen, die einen AIS-Wert

von 5 aufweisen, geht man identisch vor und setzt den ISS-Wert auf 75. Der ISS-Wert darf allerdings nicht berechnet werden, wenn eine Verletzung mit AIS9 codiert wird. [28], [30]

4.6.2 Beschreibung der Schutzkriterien

Sie stehen in Wechselbeziehung zu den Verletzungskriterien des lebenden, menschlichen Körpers und können sich gegebenenfalls auch aus mehreren Belastungsgrößen zusammensetzen, falls eine einzelne Größe zur Beschreibung der Verletzungsmechanik nicht ausreicht. [28]

4.6.3 Ermittlung von Schutzkriterien

Die Belastungsgrenzen des Menschen werden unter vereinfachten oder dem realen Unfall entsprechenden Bedingungen ermittelt. Die Untersuchung bei vereinfachten Belastungssituationen liefert zwar gut reproduzierbare und abgesicherte Daten, jedoch ist deren Übertragung auf das Geschehen beim realen Unfall sehr schwierig, da die Anzahl der Parameter erheblich steigt. Die meisten der bis heute ermittelten Belastungsgrenzen wurden durch unzureichend gesicherte Ergebnissen statistisch ermittelt. Grund dafür ist, dass eine große Anzahl von Variablen einer geringen Menge von durchgeführten Versuchen gegenübersteht. [28]

Hinsichtlich der Versuchsobjekte unterscheidet man:

- lebende Menschen, Freiwillige und Sportler
- menschliche Leichen (Nachteil: Sie sind altersmäßig ungünstig verteilt und der Körper von Unfalldoten ist meist vorbeschädigt.)
- Tiere
- Dummys (Problem: Kompromiss zwischen möglichst guter Ähnlichkeit zum Menschen und dem möglichst einfachen Aufbau zwecks Reproduzierbarkeit der Daten)

Es werden jene Kräfte zur Ermittlung der Verletzungskriterien herangezogen, bei denen die Insassen Kontakt zu Innenraumteilen haben und diese aufgrund dessen verformen. Aus einer ausreichend großen Anzahl von Untersuchungen kann einer Verletzung die verursachende Kraft zugeordnet und in weiterer Folge Grenzwerte für verschiedene Körperregionen abgeleitet werden. Der bei dieser Ermittlung auftretende Streubereich ergibt sich durch körperliche Unterschiede der Unfallverletzten und unvollständig bekannter Unfallbedingungen. [28]

Mit Hilfe der „Methode der Äquivalenten Unfallkenngröße“ kann der Zusammenhang zwischen Verletzungen und die sie verursachenden Belastungen gegenübergestellt werden. Die Unfallkenngröße SPUL (spezifische Unfalleistung) entspricht der Korrelation zwischen den Ergebnissen der Unfallanalyse und der rechnerischen Insassensimulation bei Frontalunfällen.

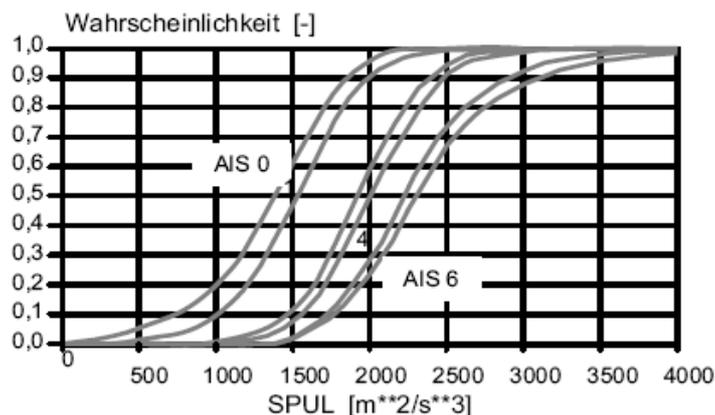


Abbildung 20: Wahrscheinlichkeit von Kopfverletzungen [28]

Abbildung 20 zeigt die Wahrscheinlichkeit für unterschiedliche Kopfverletzungsschweren, ausgedrückt durch den Verletzungsschweregrad AIS, in Abhängigkeit von der spezifischen Unfallleistung (SPUL). [28]

Belastungsgrößen für den Kopf sind zum Beispiel der HIC- oder der a_{3ms} -Wert, wobei der HIC-Wert keine rotatorischen Anteile der Beschleunigung berücksichtigt. [28]

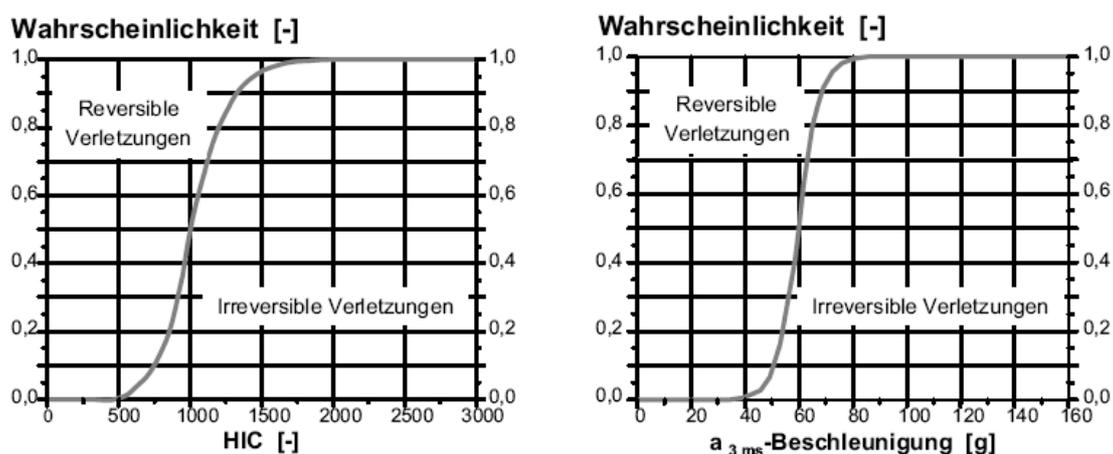


Abbildung 21: Risikofunktion für Kopf- und Brustbelastung bei Frontalkollisionen [28]

Die Grenzlinie zwischen reversiblen und irreversiblen Verletzungen hängt von der Körperregion ab. Für den Kopf und die Extremitäten liegt diese Grenze beispielsweise zwischen AIS 2 und 3, für andere Körperregionen zwischen 3 und 4.

Mit Hilfe dieser Grenzlinie lässt sich die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten reversibler und irreversibler Verletzungen darstellen. [28], [29], [30], [31]

4.6.4 Schutzkriterien nach Körperregionen

Hinsichtlich der Relevanz für die Sicherheitswirkung von Rückhaltesystemen im Fahrzeugfond wird in den folgenden Abschnitten lediglich auf Schutzkriterien für den Frontalaufprall eingegangen.

Schutzkriterien für den Kopf:

Die Schutzkriterien werden aus den resultierenden, translatorischen Beschleunigungen im Kopfschwerpunkt des Dummys abgeleitet.

Dies sind das „Head Injury Criterion“, kurz HIC, das Maximum des zeitlichen Beschleunigungsverlaufes a_{\max} und der, über einen Zeitraum von 3 ms gemessene $a_{3\text{ms}}$ -Wert.

Die Grenze des HIC-Wertes liegt nach der europäischen Gesetzgebung bei 1000, nach dem FMVSS 208 zwischen 309 bei Kleinkindern und 700 bei Erwachsenen.

Unterschiedlich ist die Nutzung des HIC- und HPC-Wertes.

Der HPC-Wert wird immer dann angewendet, wenn es zu einem Kontakt des Kopfes (z.B.: mit dem Airbag) kommt, oder auch bei einem Seitenaufprall. Die Berechnung ist identisch zum HIC und weist den gleichen Grenzwert auf..

Die Berechnung des HIC-Wertes mit folgender Formel entspricht der mathematischen Beschreibung der WSTC-Grenzkurve (Wayne State Tolerance Curve) (siehe Abbildung 22), die als Grenzkurve zwischen lebensgefährlichen und nicht lebensgefährlichen Schädel-/Hirnverletzungen ermittelt wurde.

Wenn die Kombination aus mittlerer Beschleunigung und Zeiteinwirkung die Grenzkurve übersteigen, entspricht dies einer AIS-Codierung von 3 und darüber. [28]

$$HIC = \max \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) * dt \right]^{2,5} + (t_2 - t_1) \right\}$$

- $a(t)$... steht für die resultierende Kopfbeschleunigung in g
- $t_2 - t_1$..entspricht dem betrachteten Zeitintervall in Sekunden
- 2,5.... ist ein Gewichtungsfaktor der sich auf den Kopf bezieht und in der WSTC am doppelt logarithmischen Papier einer Geraden zwischen 2,5 und 50 ms entspricht.

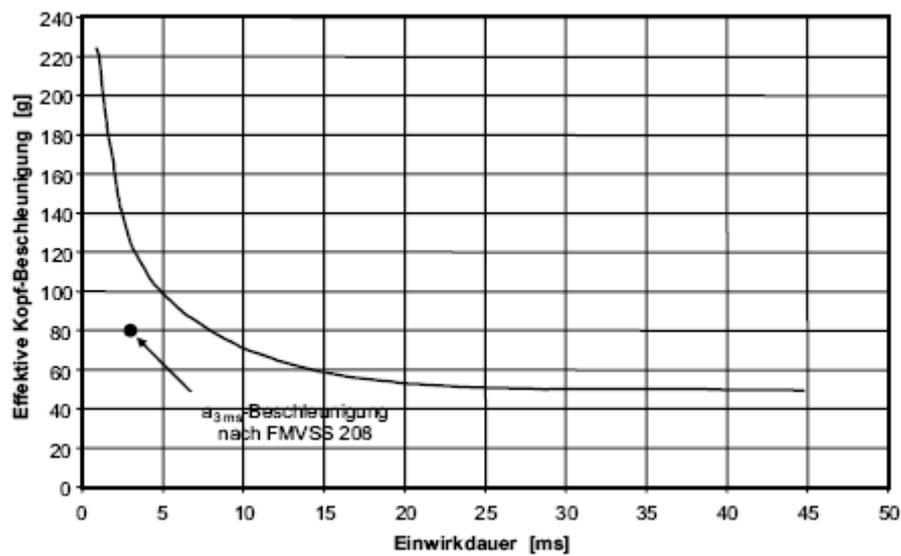


Abbildung 22: Wayne State Tolerance Curve [32]

Aus Abbildung 23 ist ersichtlich, dass bei dem gesetzlichen Grenzwert des HIC von 1000 mit einer 50 prozentigen Verletzungswahrscheinlichkeit nach AIS 3 zu rechnen ist.

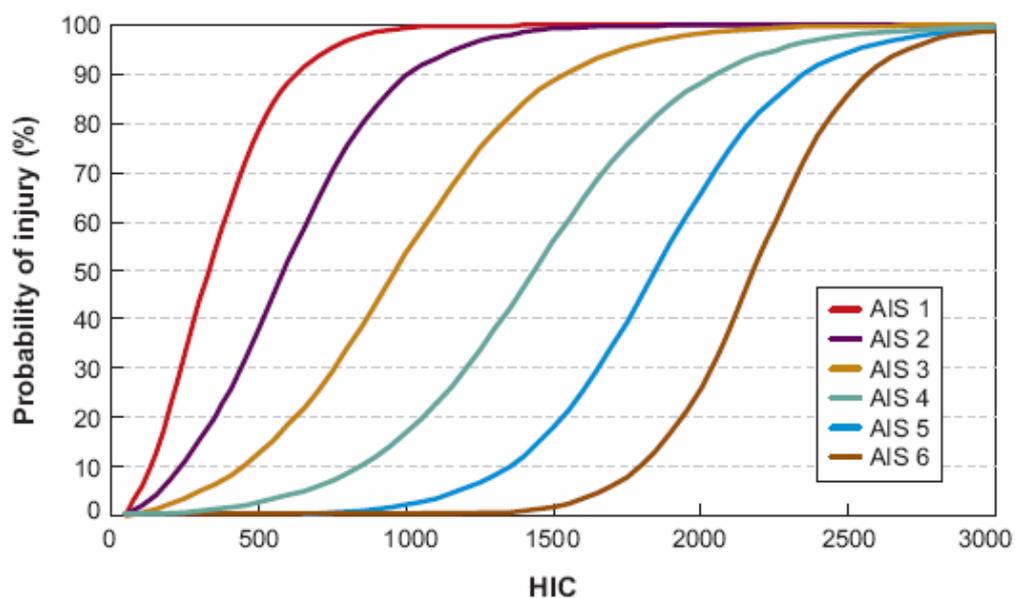


Abbildung 23: Verletzungswahrscheinlichkeit als Funktion vom HIC [30]

Um sowohl weiche als auch harte Aufpralle zu beurteilen, wurden der HIC_{15} (steifer, harter Aufprall) und HIC_{36} („weicherer“ Kopfaufprall) eingeführt, die in einem Zeitintervall von maximal 15 ms und 36 ms berechnet werden [28]

Tabelle 11: HIC-Werte in unterschiedlichen Normen

	ECE-R94	FMVSS 208					FMVSS 213					EuroNCAP
	III50	III50	III5	III6	III3	C1	III6	III3	C1	C3/4	C0	III50
HIC ₃₆	1000						1000	1000	1000	1000	1000	650-1000
HIC ₁₅		700	700	700	570	390						

Tabelle 11 zeigt Grenzwerte für den HIC₁₅ und HIC₃₆ in unterschiedliche Normen und Verbraucherschutztests. Weiters ist ersichtlich, für welche Dummies diese Werte gelten.

Aus den Translations-Beschleunigungen läßt sich auch der a_{3ms} -Wert als weiteres Schutzkriterium errechnen. Er lässt sich mit einem Grenzwert von 80g und einem Spitzenwert von etwa 125 g graphisch bei 3 Millisekunden in der WSU-Kurve darstellen (siehe Abbildung 22). [28]

Tabelle 12: a_{3ms} -Wert in verschiedenen Normen

	ECE-R94	FMVSS 213					NPACS		EuroNCAP
	III50	III6	III3	C1	C3/4	C0	P10	Q	III50
a_{3ms} [g]	1000	60	60	60	60	60	51-120	51-120	72-88

Tabelle 12 zeigt Grenzwerte für den a_{3ms} -Wert in unterschiedlichen Normen und Verbraucherschutztests und für welche Dummies diese Werte gelten.

Schutzkriterien für den Hals:

Kräfte und Momente sind die Ursache für Verletzungen der Halswirbelsäule. Die Kriterien für Halsverletzungen ergeben sich aus den axialen Zug- und Druckkräften (siehe Abbildung 25) am Übergang von Kopf und Genick und deren Wirkdauer. Analog dazu entsteht das Halsmoment aus dem Biegemoment um die Querachse am Übergang von Kopf und Genick. [28]

Die Schutzkriterien lassen sich in vier Quadranten abbilden (siehe Abbildung 24):

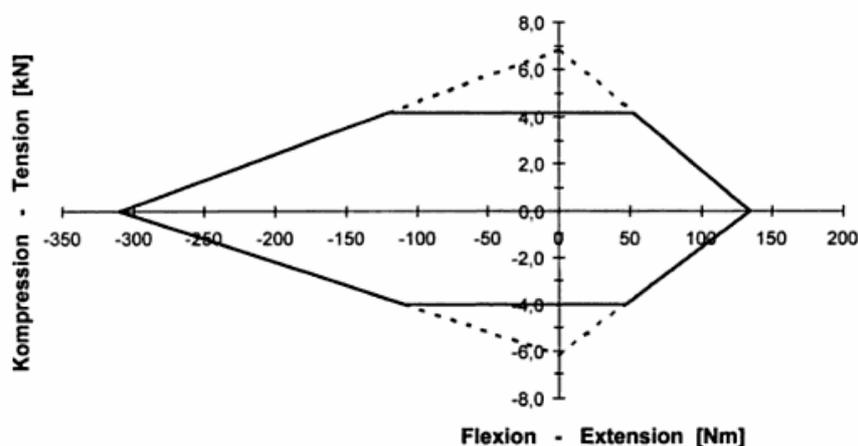


Abbildung 24: Schutzkriterien-Gültigkeitsbereich für die Halswirbelsäule nach FMVSS 208 (HIII 50%) [28]

- NIC in der ECE-Norm

Das NIC-Kriterium zur Beurteilung des Verletzungsrisikos der Halswirbelsäule ist in der ECE-R94 Norm (Frontalaufprall) für den HIII 50% Dummy festgelegt.

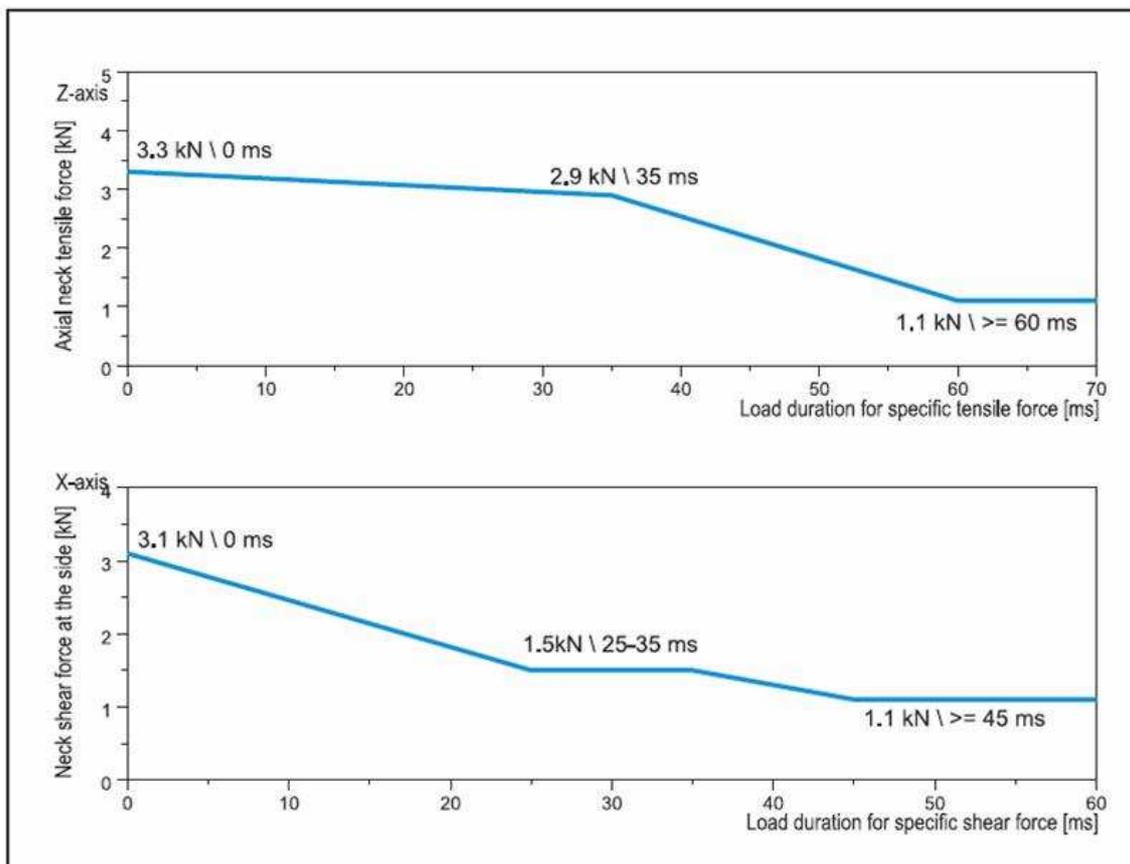


Abbildung 25: Axiale Zugkraft in x- und z-Richtung beim Übergang Kopf/Nacken (HIII 50%) in Abh. der Zeit [33]

- NIC in EuroNCAP

Auch das NIC-Kriterium in EuroNCAP dient zur Beurteilung des Verletzungsrisikos der Halswirbelsäule für den HIII 50% Dummy t. Es ist bestimmt durch die axiale Zugkraft F_z (siehe Abbildung 27) und durch die Scherkraft F_x (siehe Abbildung 26) am Übergang zwischen Kopf und Hals. [33]

Die rot und gelb strichlierten Linien in Abbildung 26 und Abbildung 27 kennzeichnen höhere und niedrigere Leistungsniveau. Nach diesen Niveaus richtet sich die Anzahl der zu vergebenden Punkte. [15]

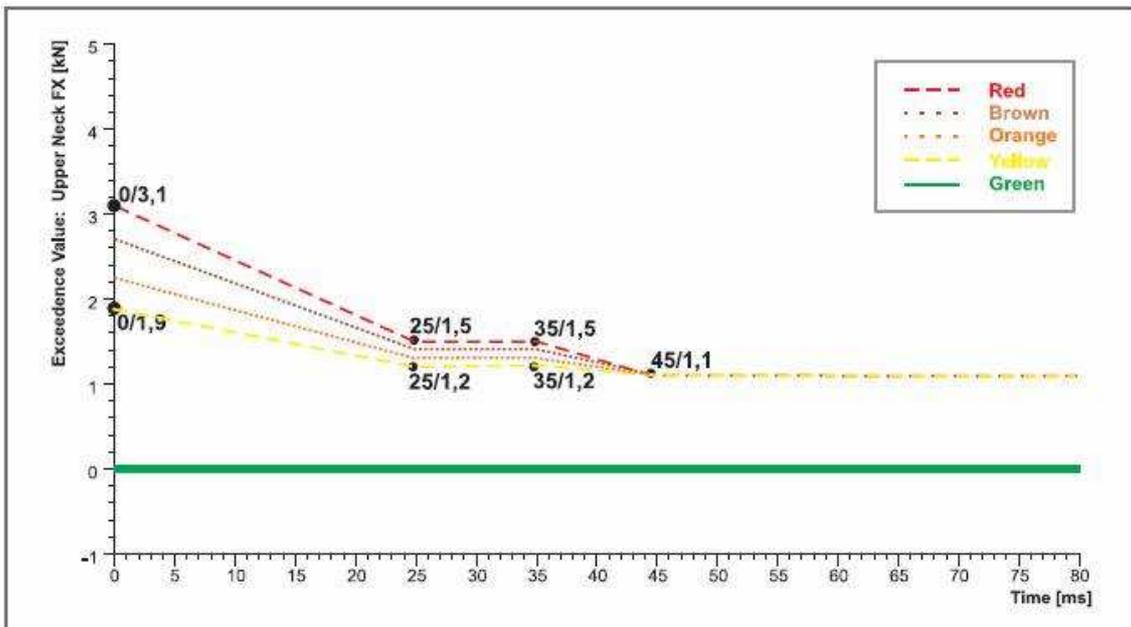


Abbildung 26: Scherkraft Fx am Übergang zwischen Kopf und Nacken [33]

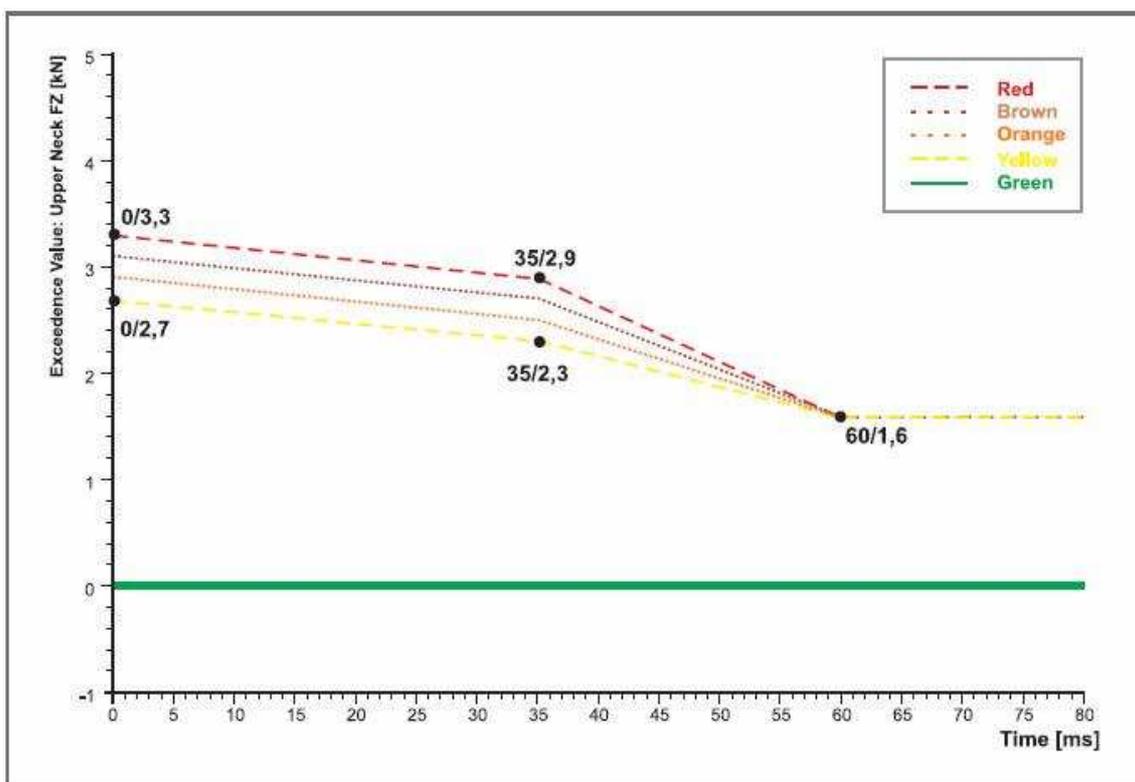


Abbildung 27: Axiale Zugkraft Fz am Übergang zwischen Kopf und Nacken [33]

- Nij

Das normierte Hals-Kriterium Nij (Normalized Neck Injury Criterion) berücksichtigt zusammen mit den kritischen Werten für Fzkrit und Mykrit die Größe des Insassen bzw. des verwendeten Dummies. (siehe Tabelle 13). [28]

Tabelle 13: Einzuhaltende Grenzwerte des NIC in Abhängigkeit vom Dummytyp [33]

Position	Dummy Typ	Zugkraft Fz [N]	Druckkraft Fz [N]
In Position	H III, 50% Mann	4170	- 4000
	H III, 5% Frau	2620	- 2520
	H III, 6 Jahre	1490	- 1820
	H III, 3 Jahre	1130	- 1380
	CRABI, 1 Jahr	780	- 960
Out of Position	H III, 5% Frau	2070	- 2520

Das Nij setzt sich aus 4 Nacken-Einflußwerten zusammen (siehe Tabelle 14): [33]

- NTE (Neck Tension Extension)
- NTF (Neck Tension Flexion)
- NCE (Neck Compression Extension)
- NCF (Neck Compression Flexion)

Tabelle 14: Vier Nacken-Einflußwerte [33]

Kriterium Nij	Kräfte	Momente
NCF	Compression (Druckkraft) $F < 0$	Flexion (Vorwärtsbeugung) $M > 0$
NCE		Extension (rückwärtige Streckung) $M < 0$
NTF	Tension (Zugkraft) $F > 0$	Flexion (Vorwärtsbeugung) $M > 0$
NTE		Extension (rückwärtige Streckung) $M < 0$

Untenstehend sind die Formeln zur Berechnung des Nij zusammengestellt:

$$N_{ij}(t) = F_{Nz}(t) - M_{Ny}(t) \leq 1,0$$

$$\text{Mit: } F_{Nz} = \frac{F_z}{F_{zkrit}} \quad \text{und} \quad M_{Ny}(t) = \frac{M_y}{M_{ykrit}}$$

Wobei: F_z ... Kraft in z-Richtung am Übergang vom Kopf zum Nacken
 F_{zkrit} ... Kritische Kraft in z-Richtung
 M_y Moment um die y-Achse
 M_{ykrit} ... Kritisches Moment um die y-Achse

Bei der Kraft F_z ist zwischen Zug und Druck, bei dem Moment um die y-Achse zwischen Beugung und Streckung zu unterscheiden (siehe Tabelle 14).

Abbildung 28 zeigt den Zusammenhang zwischen dem Nackeneinflusswert NTE und dem Risiko einer AIS \geq 3 Verletzung.

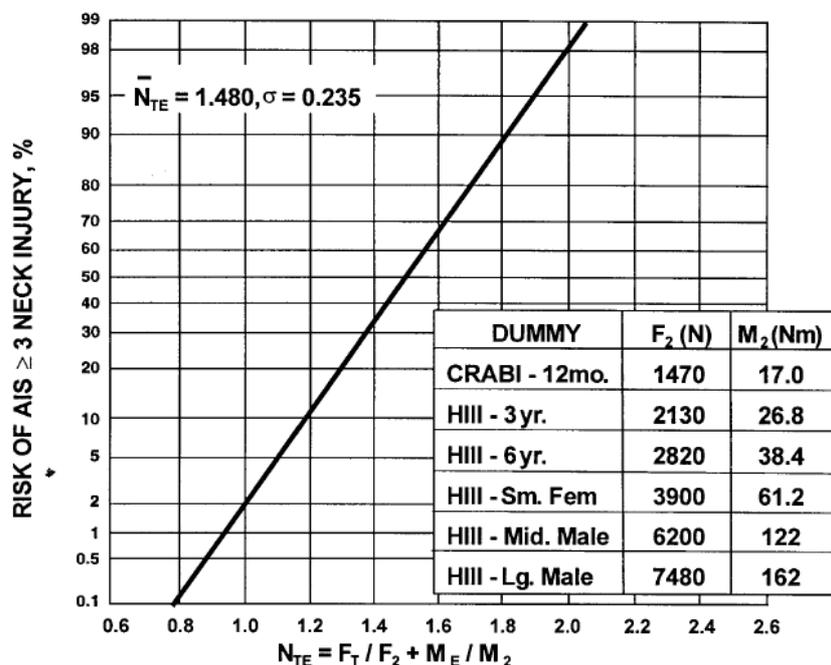


Abbildung 28: Zusammenhang zwischen AIS3 und NTE [76]

In Tabelle 15 und Tabelle 16 sind die kritischen Kräfte in z Richtung und kritischen Momente um die y Achse für die „In“- und „Out of Position“ für die jeweils verwendeten Dummies aufgelistet.

Tabelle 15: Kritische Kräfte und Momente „In Position“ [33]

Dummy Typ	F_{zkrit} [N] Zugkraft	F_{zkrit} [N] Druckkraft	M_{ykrit} [Nm] Flexion	M_{ykrit} [N] Extension
H III, 50% Mann	6806	- 6160	310	- 135
H III, 5% Frau	4287	- 3880	155	- 67

Tabelle 16: Kritische Kräfte und Momente „Out of Position“ [33]

Dummy Typ	F _{zkrit} [N] Zugkraft	F _{zkrit} [N] Druckkraft	M _{ykrit} [Nm] Flexion	M _{ykrit} [N] Extension
H III, 5% Frau	3880	- 3880	155	- 61
H III, 6 Jahre	2800	- 2800	93	- 37
H III, 3 Jahre	2120	- 2120	68	- 27
CRABI, 1 Jahr	1460	- 1460	43	- 17

Tabelle 17 zeigt Werte der verschiedenen Schutzkriterien für den Nacken in unterschiedlichen Normen: [33]

Tabelle 17: Schutzkriterien (Nacken) unterschiedlicher Normen

	ECE-R94	FMVSS 208					FMVSS 213					Euro NCAP	NPACS
	III50	III50	III5	III6	III3	C1	III6	III3	C1	C3/4	C0	III50	Q
Zugkraft [kN]	3,3	4,17/ 6,8	3,62/ 4,287	1,49/ 2,8	1,13/ 2,12	0,78/ 1,46	2	2	2	2	2	3,3	3
Druckkraft [kN]		4/ 6,16	2,52/ 3,88	1,82/ 2,8	1,38/ 2,12	0,96/ 1,46							
Scherkraft [kN]	3,1											3,1	
My [Nm]	57	310 B 135 S	155 B 67 S	93 B 37 S	68 B 27 S	43 B 17 S	20	20	20	20	20	57	35
Nij		1,0	1,0	1,0	1,0	1,0							

Schutzkriterien für die Brust:

Auch für diese Schutzkriterien ist der Ausgangspunkt die, im Brustschwerpunkt des Dummies gemessene, resultierende Beschleunigung. Zumeist findet ein Grenzwert von $a_{res3ms} = 60g$ Anwendung. Der Grenzwert für das Brustschutzkriterium für Kinderrückhaltesysteme ist in der ECE-R44 50g und gilt für die Altersstufen 9 Monate, 3, 6 und 10 Jahre. In den US-amerikanischen Standards unterscheidet man zwischen dem 1 jährigen Kinderdummy mit einem Grenzwert von 50g, dem 3 jährigen Dummy mit 55g und einem 6 jährigen Kinder-Dummy mit 60g, der als Grenzwert dem des Erwachsenen entspricht. [28]

Eine Besonderheit der ECE-R44 Regelung zur Überprüfung von Kinderrückhaltesystemen ist das Kriterium für die Longitudinalbelastung der Wirbelsäule.

Als Grenzwert hierfür dient die vertikale Beschleunigungsdifferenz zwischen Unterleib und Kopf mit einem Wert von $\Delta a_{3ms} = 30g$. Neben den Beschleunigungen und der Aufprallkraft wird in der europäischen, wie auch amerikanischen Norm ein Schutzkriterium für den relativen Kompressionsweg zwischen Sternum (Brustbein) und Wirbelsäule vorgeschrieben.

Dabei darf ein Grenzwert von 50,8 Millimetern nicht überschritten werden, außer bei einer großflächigen Krafteinleitung in den Rumpf, wie sie durch Airbag-Systeme hervorgerufen werden. In diesen Fällen beträgt der Grenzwert 76,2 Millimeter.

Als Schutzkriterium für sagittale Thoraxbelastungen wird das Viskositätskriterium VC (Viscous Criterion) verwendet. Ursprünglich für Seitenkollisionen gemäß ECE-R95 definiert, wird es auch im Reglement für Frontalkollisionen (ECE-R94) vorgeschrieben. Es setzt sich aus mehreren physikalischen Größen, dem relativen Kompressionsweg $c(t)$ und der Kompressionsgeschwindigkeit $v(t)$ zusammen und wird wie folgt berechnet: [28]

$$VC = \max\{c(t) * v(t)\} = \max\left\{\frac{D(t)}{0,229} * \frac{8 * [D(t+1) - D(t-1)] - [D(t+2) - D(t-2)]}{12 * \Delta t}\right\}$$

Mit: $D(t)$... Eindrückung [m] zum Zeitpunkt t

Δt ... Zeitintervall [s] zwischen den einzelnen Messungen; Δt soll maximal $1,25 * 10^{-4}$ s betragen.

Der Grenzwert des VC-Kriteriums beträgt in der ECE-R94 und gleichermaßen in der ECE-R95 1m/s. Dieser wurde in Leichenversuchen ermittelt, wobei ab einem Wert von über 1.0 nur noch irreversible Verletzungen mit einem Verletzungsschweregrad von AIS 4 und 5 auftreten. [28]

Eine Übersicht über Werte verschiedener Brust-Schutzkriterien in Abhängigkeit unterschiedlicher Normen ist in den folgenden Tabellen (siehe Tabelle 18 und Tabelle 19) dargestellt.

Tabelle 18: Schutzkriterien (Brust) unterschiedlicher Normen

	ECE-R94	ECE-R44				EuroNCAP	NPACS	
		P10	P6	P3	P3/4		P10	Q
Dummy	III 50	P10	P6	P3	P3/4	III 50	P10	Q
a_{3ms} [g]		55	55	55	55		65	65
a_{z3ms} [g]		30	30	30	30			
ThCC [mm]	50					22 - 55		50
VC [m/s]	1					0,5 - 1		

Tabelle 19: Schutzkriterien unterschiedlicher Normen

	FMVSS 208					FMVSS 213				
	III 50	III 5	III 6	III 3	C1	III 6	III 3	C1	C3/4	C0
Dummy	III 50	III 5	III 6	III 3	C1	III 6	III 3	C1	C3/4	C0
a_{3ms} [g]	60	60	60	55	50	60	60	60	60	60
a_{z3ms} [g]										
ThCC [mm]	63	52	50	34	30					
VC [m/s]										

Schutzkriterien für den Becken-/Bauchbereich:

Obwohl die Beckenbeschleunigung bei fast allen Crashversuchen mitgemessen wird, sind derzeit noch keine gesetzlichen Schutzkriterien für diesen Bereich definiert worden. In der ECE-R44 Norm zur Überprüfung von Kinderrückhaltesystemen wird zur Darstellung der Gurtverlagerung Modellierton in der Bauchgegend aufgebracht, der nach dem Test nicht be-

schädigt sein darf. Der „Submarining“-Effekt wird in dieser Norm nicht überprüft. Unter „Submarining“ versteht man das tiefe Abtauchen des Beckens in den Sitz, was in weiterer Folge dazu führt, dass der Gurt vom Beckenknochen abrutscht und in den Bauch eindringt. Erst modernere Dummies, wie der THOR, ermöglichen die Bewertung der Baucheindrückung durch den Beckengurt. [28]

4.7 Dummies

4.7.1 Aktuelle Modellreihen:

Die Hybrid 3 Familie bestehend aus der „5%-Frau“, dem „50-“ und „95%-Mann“, sowie aus drei „H3-Child“-Dummies repräsentativ für ein 3, 6 und 10 jähriges Kind. Sie wurde 1976 von General Motors entwickelt und findet bis heute beim Frontalcrash Verwendung. Eine Übersicht über deren Instrumentierung zeigt Abbildung 29. [34]

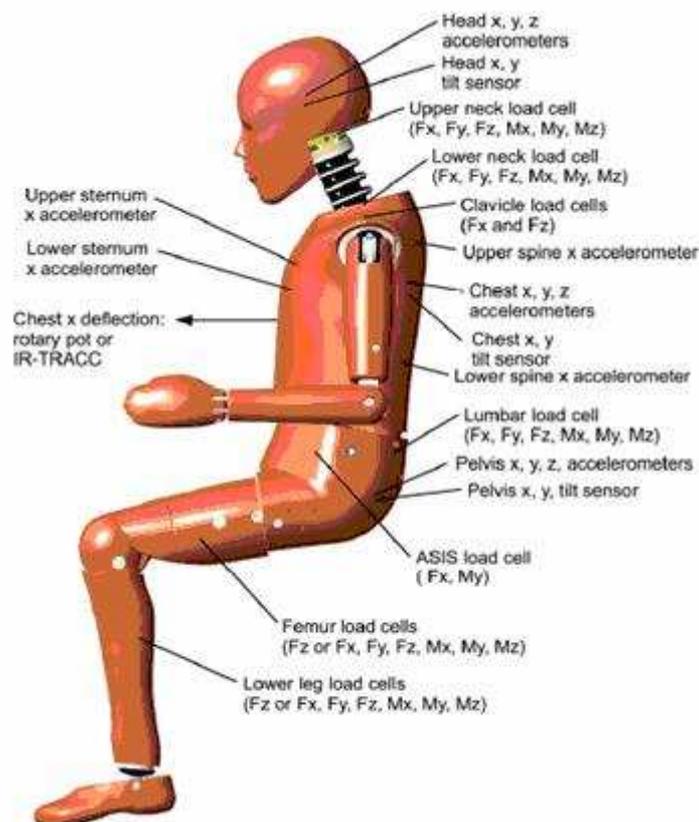


Abbildung 29: Dummy Instrumentierung (beispielhaft: HIII 10yo) [35]

Tabelle 20 gibt einen Überblick über die, im HIII 5% Dummy eingebauten Sensoren je Körperregion.

Tabelle 20: Sensoren je Körperregion beispielhaft HIII 5% [34]

Region	Beschreibung	Kanal
Kopf:	3-Achs-Beschleunigungen	Ax, Ay, Az (HIC)
	Rotationsbeschleunigung	Ax, Ay, Az (Rotation)
Nacken:	6-Achsen Upper Neck	Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz
	6-Achsen Lower Neck	Fx, Fy, Fz, Mx, My
Oberarm:	Kräfte und Momente in x und y	Fx, Fy, Mx, My
Brustkorb:	3-Achs-Beschleunigungen	Ax, Ay, Az
	Brusteindrückung	Dx
	Rippenkräfte	2 * Fx pro Rippe
	F,M der Brustwirbelsäule	Fx, Fy, Fz, Mx, My
Lendenwirbelsäule:	Kräfte und Momente	Fx, Fy, Fz, Mx, My
Becken:	3-Achs-Beschleunigungen	Ax, Ay, Az
	Hüftgelenks-Kräfte und Momente	Fx, Fy, Fz, My
Oberschenkel:	F und M in 3 Achsen	Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz
Knie:	Knie-Verschiebung	Dx
Unterschenkel:	F und M im Schienbein	Fx, Fy, Fz, Mx, My
	Und Gabelkopf	Fz
Fußgelenk:	F und M in 3 Achsen	Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz
Zehen:	F in z-Richtung	Fz

Neben den bereits erwähnten H3-Kinderdummys wurde eine Vielzahl von weiteren Kinderdummys entwickelt, die sich hinsichtlich ihrer Dimensionen und Instrumentierung unterscheiden:

- CAMI:

CAMI steht für „Civil Aeronautical Medical Institute. Vom CAMI gibt es zwei Ausführungen in Form eines Neugeborenen (Größe: 52cm, Gewicht: 3,38 kg) und eines 6 Monate alten Kindes (Größe: 66,7cm, Gewicht: 7,89 kg). Der CAMI dient zur Beurteilung von Kinderrückhaltesystemen [75]

- CRABI:

Der Name CRABI leitet sich aus dem Englischen ab und bedeutet „Child Restraint Air Bag Interaction“. Er repräsentiert 6, 12, 18 Monate alte Kinder, um Airbagauswirkungen auf Kinder im Kindersitz zu untersuchen, welche sich auf dem Beifahrersitz befinden. [34]

- VIP 3:

entspricht einem 3 Jahre alten Kind [34]

- TNO P-Serie:

TNO steht für „The Netherlands Organization [80]“ und repräsentiert einen Neugeborenen, 9, 18 Monate, 3, 6 und 10 Jahre altes Kind, wobei das 1,5- und 3 Jahre alte Kind in der ECE R44 Norm Verwendung finden. [34]

Die P-Familie wurde in Europa in den 70er Jahren entwickelt und wurde 1981 in die ECE-R44 Norm zum Testen von Kinderrückhaltesystemen aufgenommen. In Kinematik, Größe

und Gewicht entsprechen sie sehr gut dem statistischen Mittel (50% Kind) äquivalenter Kinder. Sie entsprechen allerdings nicht mehr der heute geforderten Biofidelität und werden in naher Zukunft durch die Q-Dummyfamilie ersetzt. [34]

- Q0,1,1.5,3,6 und 10:

Die Q-Familie wurde 1993 in Europa entwickelt. Wesentlich unterstützt wurde die Entwicklung durch das CREST-Projekt, welches eine Datenbank aus 405 Fälle von Unfällen darstellt, wo rund 628 Kinder in Rückhaltesystemen saßen. Ziel war es, aus der Untersuchung des kinematischen Verhaltens und Ermittlung spezifischer Grenzwerte, ein fortschrittliches Testprozedere für Kinderrückhaltesysteme zu entwerfen. Fertiggestellt wurde es im Jahr 2000 und in Amsterdam 2001 veröffentlicht.

Die Q-Dummies besitzen eine verbesserte Biofidelity, haben anatomisch sehr ausgeprägte Körperregionen, können im Frontal- und Seitenaufprall gleichermaßen verwendet werden. Die Instrumentierung ist auswechselbar, sie sind leicht zu kalibrieren und weisen einfache Bauteile auf. Der Q 10 Dummy ist noch in Entwicklung. [34]

4.8 Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer

4.8.1 Gurtstraffer

Gurtstraffer zählen zum passiven Sicherheitssystem eines Kraftfahrzeuges. Sie haben die Aufgabe den Gurt zu straffen, um eine eventuelle Gurtlose zu minimieren. Der Insasse kann somit früher an die Fahrzeugverzögerung angekoppelt werden. Der Gurtstraffer kann entweder im Gurtschloss, im Gurtaufroller oder sogar an beiden Elementen integriert sein und verwendet meist eine pyrotechnische Ladung als Energielieferanten, die mit einer Kraft von ca. 2000N den Gurt anzieht (siehe Abbildung 48). Im Falle einer pyrotechnischen Auslösung stellt der Gurtstraffer eine irreversible Einrichtung dar, der im Falle eines Unfalls samt dem Gurtsystem ausgetauscht werden muß.[36]

Damit der Gurtstraffer in seiner Wirkung optimal auf jene des Airbags abgestimmt ist, wird dieser zwar auch von den Sensoren des Airbagsteuergerätes ausgelöst, allerdings um ca. 2ms früher. [37]

Somit beträgt seine Auslösezeit etwa 15-20ms nach T0 bei einem Frontalaufprall mit 60km/h, was dazu führt, dass der Insasse kontrolliert in den bereits voll entfalteten Airbag fallen kann. Bei modernen Autos prüfen Sensoren vor dem Auslösen des Straffers, ob sich überhaupt eine Person auf dem Sitz befindet und teilweise wird sogar deren Gewicht berücksichtigt. Wenn nicht, findet keine Auslösung statt. [36]

4.8.2 Gurtkraftbegrenzer

Der Gurtkraftbegrenzer ist eine Vorrichtung, die meist als Torsionswelle im Gurtelement selbst verbaut ist und dient der Reduktion der, durch das Gurtsystem auf den Insassen ausgeübten Kraft (siehe Abbildung 30). Mittels Variation des Torsionsstabdurchmessers können unterschiedliche Kraftniveaus erzielt werden. Ziel dabei ist es, den Vorverlagerungsweg entsprechend dem Gewicht des Insassen optimal zu wählen, um die Belastung zu minimieren. [38]



Abbildung 30: Gurtelement mit zentralem Torsionsstab [39]

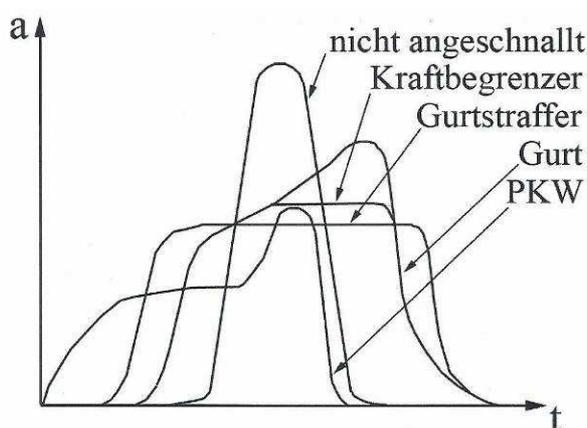


Abbildung 31: Unfallbedingte Verzögerungsverläufe auf den Insassen [40]

Abbildung 31 zeigt qualitativ verschiedene Verzögerungsverläufe bei einem Unfall. Durch Gurtkraftbegrenzer und Gurtstraffer kann die wirkende Verzögerung auf einen Insassen erheblich reduziert werden. Optimal wäre eine Angleichung der Insassenverzögerung an die des Fahrzeuges.

4.9 Weitere Vorgehensweise – Argumentationskette

In den vorangegangenen Kapiteln wurde intensiv nach einschlägiger Fachliteratur recherchiert, um eine Basis für die weitere Vorgehensweise zu schaffen. Um diese Vorgangsweise nun zu strukturieren, soll abschließend eine Argumentationskette erstellt werden, die als Leitfaden für dieses Projekt dienen soll (siehe Abbildung 32). Weiters soll auf übersichtliche Art und Weise aufgezeigt werden, welche Annahmen und Voraussetzungen bei der Abarbeitung der einzelnen Arbeitspunkte getroffen werden.

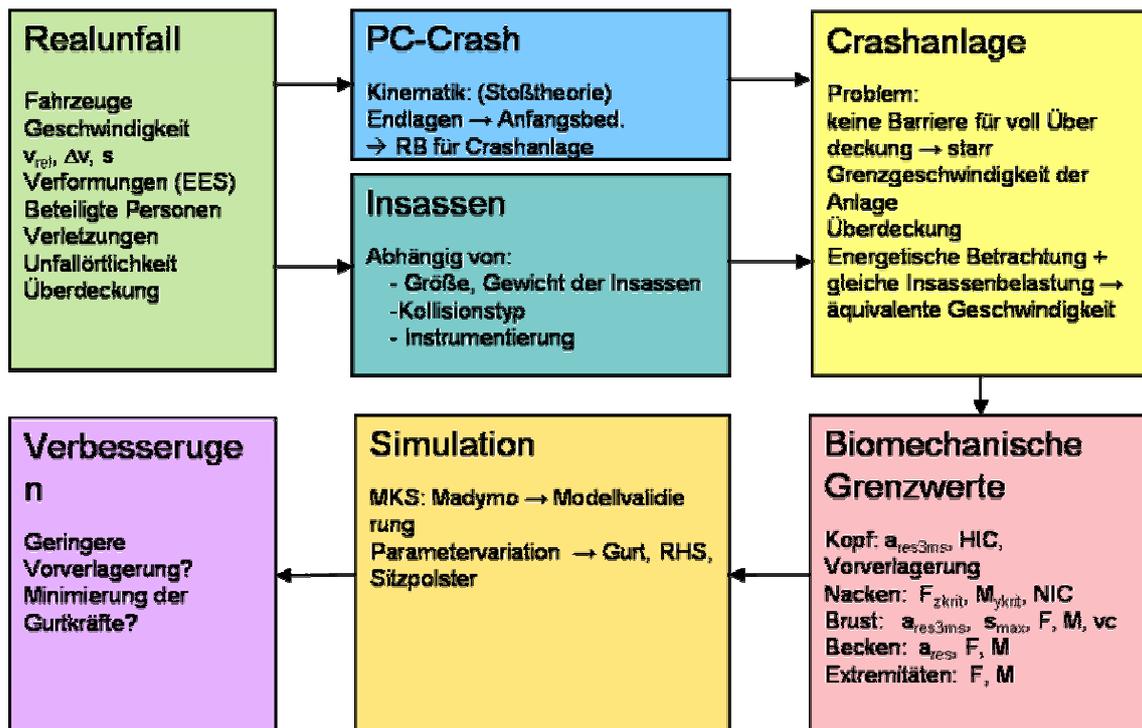
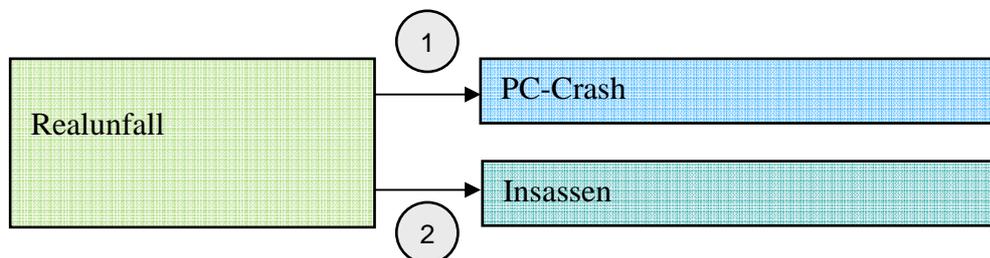


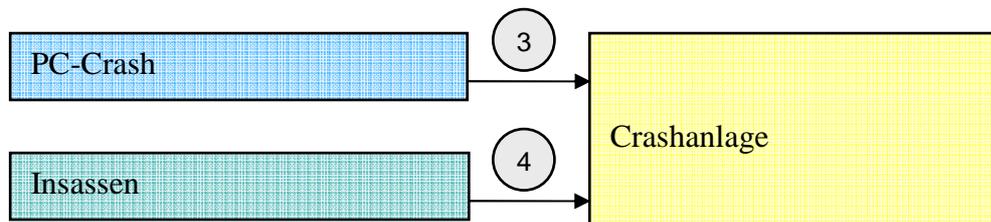
Abbildung 32: Argumentationskette [44]

4.9.1 Realunfall → Unfallrekonstruktion/Insassen



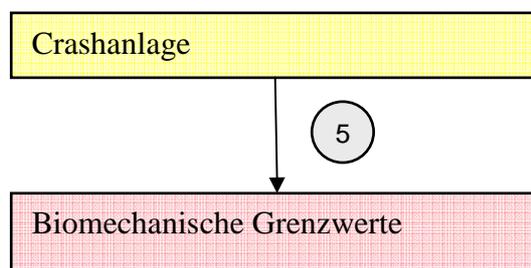
- 1 Mittels des Unfallrekonstruktionsprogrammes PC-Crash erfolgt eine Rückwärtsrechnung, um die Aufprallgeschwindigkeit zu erhalten. Als Eingangsgrößen dienen die Endlagen und Verformungen beider Fahrzeuge, sowie die Fahrzeugmassen und die Überdeckung. Als Unbekannte werden die Bremsspuren, die genaue Kollisionsstelle, die Einlaufwinkel und die Fahrzeugsteifigkeiten in die Rechnung miteinbezogen.
- 2 In Anlehnung an Größe und Gewicht der einzelnen Fahrzeuginsassen erfolgt in diesem Schritt eine Auswahl geeigneter anthropometrischer Testpuppen (Dummys). Dabei müssen Abweichungen in Größe und Gewicht bezogen auf die Fahrzeuginsassen in Kauf genommen werden. Ebenso ist es nicht möglich, mit einem Dummy den Muskeltonus eines Menschen nachzubilden.

4.9.2 Unfallrekonstruktion/Insassen – Crashanlage



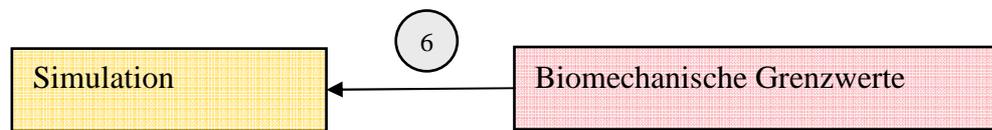
- 3 Schritt 3 beschreibt die Eingangsdaten für die Crashanlage, welche sich aus der PC-Crash Berechnung ergeben. Ziel ist es, eine Aufprallgeschwindigkeit für den Realcrash zu ermitteln, bei welcher die Insassenbelastung äquivalent zum realen Unfall ist. Zur Beschreibung der Insassenbelastung dient die Geschwindigkeitsänderung Δv . Sie entspricht der Differenz zwischen der Kollisions- und der Auslaufgeschwindigkeit des betrachteten Fahrzeuges. Dadurch, dass bei dem Crashversuch eine starre Barriere verwendet wird, ergibt sich zwangsläufig eine gegenüber dem realen Unfall geringere Aufprallgeschwindigkeit. Außerdem ergibt die idealisierte Krafteinleitung des Versuches einen eventuell anderen Verzögerungspuls und eine geringere EES (Energie Equivalent Speed).
- 4 Selbst bei geeigneter Auswahl an Dummies muss neben den, unter Punkt 2 bereits erwähnten Abbildungsänderungen/-vereinfachungen zwecks Reproduzierbarkeit eine ideale, also genau vorgeschriebene Sitzpositionierung eingehalten werden. Es ist mit großer Wahrscheinlichkeit davon auszugehen, dass die Insassen des Unfallfahrzeuges hingegen während des Aufprallzeitpunktes in einer beliebigen Sitzposition gesessen sind.

4.9.3 Crashanlage – Biomechanische Grenzwerte



Im Schritt 5 muss ein Zusammenhang zwischen den Messwerte sämtlicher Dummies und den, sich hieraus ergebenden Verletzungen gefunden werden. Um eine Interpretation zu ermöglichen, werden diese Messwerte einzelnen, von den Körperregionen abhängigen Grenzwerten gegenübergestellt. Schwierigkeiten treten insofern auf, da Verletzungen einzelner Organe nicht darstellbar sind.

4.9.4 Biomechanische Grenzwerte – Simulation



6 Die Messwerte, welche sich aus dem vorangegangenen Crashversuch ergeben, stellen die Basis für die Validierung einer Mehrkörpersimulation (MKS) in MADYMO dar. Hier kommen numerische Modelle (Dummys, Innenraum, Rückbank,...), die die Wirklichkeit abbilden sollen zum Einsatz. Der Vorteil eines MKS-Programms liegt in kurzen Rechenzeiten; nachteilig ist die geringe Modellgenauigkeit

5 DETAILANALYSE DES UNFALLS

Mit Hilfe des Gerichtsgutachtens sollen die relevanten Unfallparameter ermittelt werden. Dazu zählen unter anderem die örtlichen Gegebenheiten wie beispielsweise der Fahrbahnzustand, technische Daten beider Unfallfahrzeuge, Zuladung sowie Anzahl, Größe, Gewicht und Verletzungen aller beteiligten Personen. Diese Daten dienen in weiterer Folge als Eingangsdaten für eine Rekonstruktion des Unfallgeschehens mittel des Unfallrekonstruktionsprogramms PC-Crash.

Im nächsten Schritt erfolgt die Beschaffung eines, dem Unfallfahrzeug äquivalenten Personenkraftwagens, die Vermessung des Fahrzeugfonds als Eingangsgröße für das Simulationsmodell und die Vorbereitung für den Crashversuch.

5.1 Unfallhergang

Am 01.02.2009 ereignete sich gegen 17.00 Uhr auf der B138 Pyhrnpass-Bundesstrasse ein schwerer Verkehrsunfall zwischen zwei Kraftfahrzeugen, die jeweils mit Geschwindigkeit zwischen 60 und 70km/h unterwegs waren. Ein Nissan Micra war auf der Bundesstrasse 138 in Richtung Windischgarsten unterwegs. Die Lenkerin geriet in einer lang gezogenen Rechtskurve bei Kilometer 71/200 auf die linke Fahrbahnseite und stieß frontal gegen den entgegenkommenden VW Vento (siehe Abbildung 33 und Abbildung 34). In diesem saßen neben dem 40 jährigen Fahrer eine Beifahrerin, weiblich, 40 Jahre und im Fahrzeugfond 3 Kinder (5,8 und 10). Die beiden jüngeren Kinder saßen auf handelsüblichen Sitzerrhöhungen. Bei dem ältesten Kind war diese Maßnahme aufgrund seiner Körpergröße nicht mehr notwendig. Alle drei wurden ordnungsgemäß mit dem serienmäßigen Rückhaltesystem (RHS) im Fahrzeug gesichert.

Infolge des heftigen Aufpralls wurden die auf den Vordersitzen befindlichen Insassen in beiden Fahrzeugen schwer verletzt. Alle drei Kinder verstarben noch an der Unfallstelle.

Lenkerin und Beifahrerin des Nissan Micra, beide 18 Jahre alt, waren im Unfallfahrzeug noch ansprechbar und wurden schwer verletzt ins Krankenhaus eingeliefert.



Abbildung 33: Fahrtrichtung Nissan [41]



Abbildung 34: Fahrtrichtung Vento [41]

5.2 Unfallfahrzeuge

VW Vento CL TDI Cool:



Abbildung 35: VW Vento CL TDI Cool [42]

- Vento CL TDI Cool, PKW M1
- Zulassung: 1997
- Eigengewicht: 1185 kg
- Leistung: 66 kW
- Hubraum: 1896 ccm
- Vorderradantrieb, ABS und Winterreifen
- Airbag (frontal) ausgelöst
- Vorne Scheiben-, hinten Trommelbremse
- Keine Mängel bekannt, Gurtstraffer vorne, keine Gurtkraftbegrenzer

Nissan Micra:



Abbildung 36: Nissan Micra [43]

- Nissan Micra K11, PKW M1
- Zulassung: 1998
- Eigengewicht: 870 kg
- Vorderradantrieb, ABS, Winterreifen
- Airbag (frontal) ausgelöst
- Vorne Scheiben-, hinten Trommelbremse
- Keine Mängel bekannt

Unfallfotos:

Auf den Bildern in Abbildung 37 sind die Unfallörtlichkeit, die Unfallfahrzeuge, deren Verformungen und Endlagen, sowie der Fahrzeugfond zu sehen. Auch erkennbar ist die Verformung der Rücklehne im Fond, hervorgerufen durch die Ladung im Kofferraum.

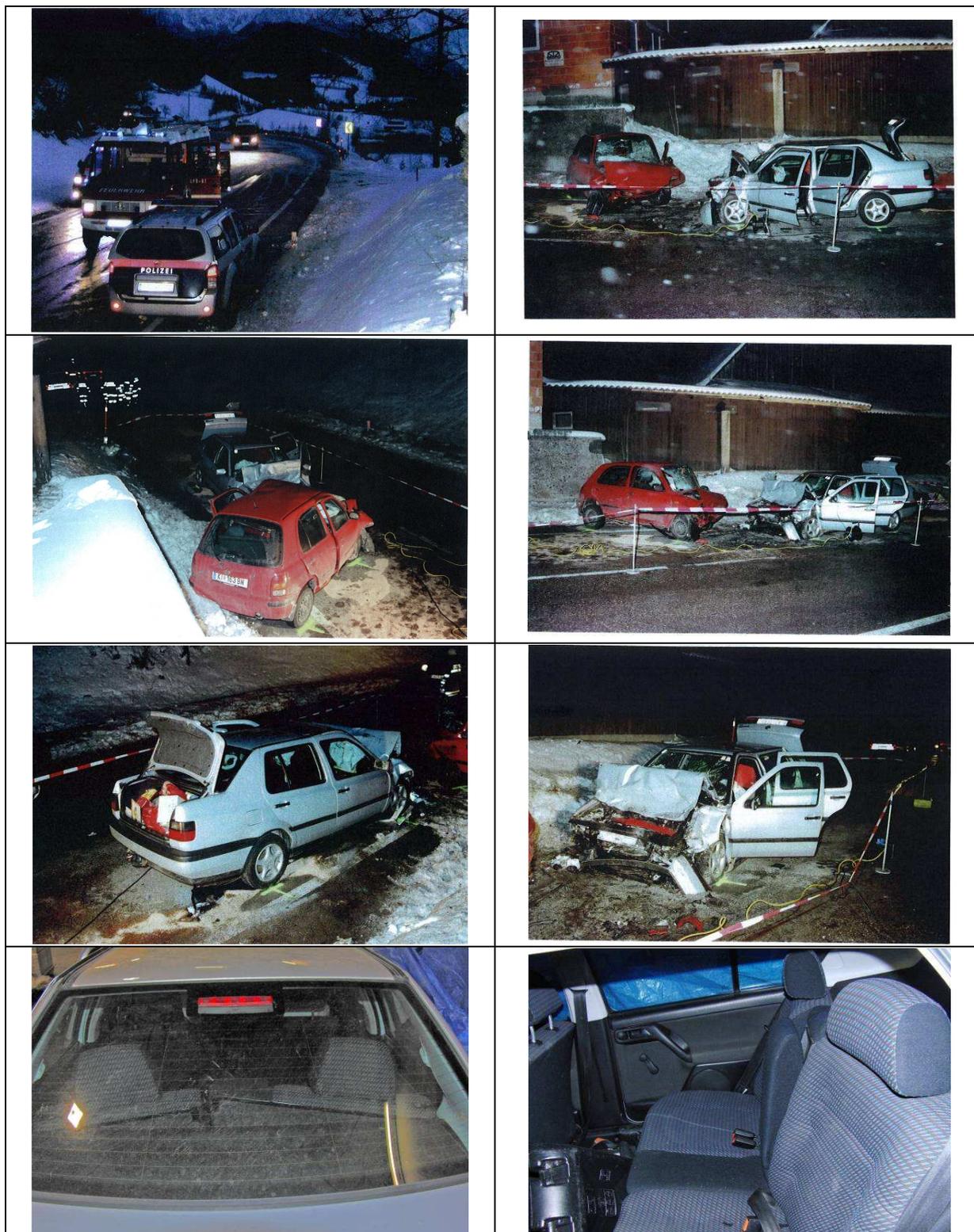


Abbildung 37: Photos des Unfallfahrzeuges [44]

5.3 Unfallörtlichkeit

Zum Unfallzeitpunkt war die Fahrbahn nass und teilweise infolge Schneeverwehungen bedeckt und es herrschte Dämmerung. Die Unfallstelle befindet sich im Freiland ohne gesonderte Geschwindigkeitsbeschränkung. (gem. § 20 Abs 2 StVO theoretisch 100 km/h)

Der Krümmungsradius der Rechtskurve (aus Sicht des Micra oder in Fahrtrichtung Windischgarsten) beträgt rund 220 m. Starker Wind führte 60-80m vor der Unfallstelle zu Schneeverwehungen, die sich über mehr als 10m erstreckte.

5.4 Insassen und deren Verletzungen

In Tabelle 21 bis Tabelle 25 sind die Verletzungen der einzelnen Fahrzeuginsassen aufgelistet und nach AIS kodiert.

Weiblich, 34 Jahre

AIS	Verletzung (Beifahrer)
1	Kopfprellung
1	HWS
1	Prellung rechte Hand
2	Fraktur Knöchel links
2	MAIS

Tabelle 21: Verletzungen des Beifahrers [44]

Männlich, 10 Jahre, 150cm, 41,9kg

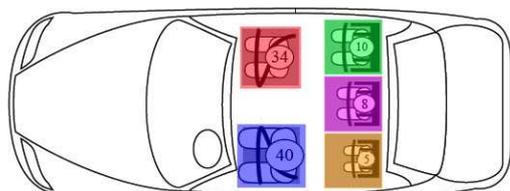
AIS	Verletzung (10 Jahre)
2	Fraktur Schlüsselbein rechts
4	Haematothorax links mit Mediastinalverlagerung n. rechts
3	Serienrippenbrüche VI – X links
4	MAIS

Tabelle 22: Verletzungen des 10 jährigen Kindes [44]

Weiblich, 8 Jahre, 140 cm, 31 kg

AIS	Verletzung (8 Jahre)
4	Haematothorax rechts, Mediastinalverlagerung links
3	Fraktur Oberschenkelschaft
4	Aortaruptur
4	MAIS

Tabelle 23: Verletzungen des 8 jährigen Kindes [44]



Männlich, 40 Jahre

AIS	Verletzung (Fahrer)
2	Fraktur des Brustbeins
2	Fraktur Schlüsselbein links
1	Fraktur Unterkiefer
1	Fraktur mehrere Zähne
5	Serienrippenbrüche II-VIII links und rechts mit Pneumothorax
1	Zehenfraktur
5	MAIS

Tabelle 24: Verletzungen des Fahrers [44]

Männlich, 5 Jahre, 118 cm, 19 kg

AIS	Verletzung (5 Jahre)
4	Haematothorax rechts, Mediastinalverlagerung nach links
4	Aortaruptur
3	Hyperflexion HWS
4	MAIS

Tabelle 25: Verletzungen des 5 jährigen Kindes [44]

Als mögliche Todesursache werden in dem gerichtsmedizinischem Gutachten folgende Verletzungen genannt:

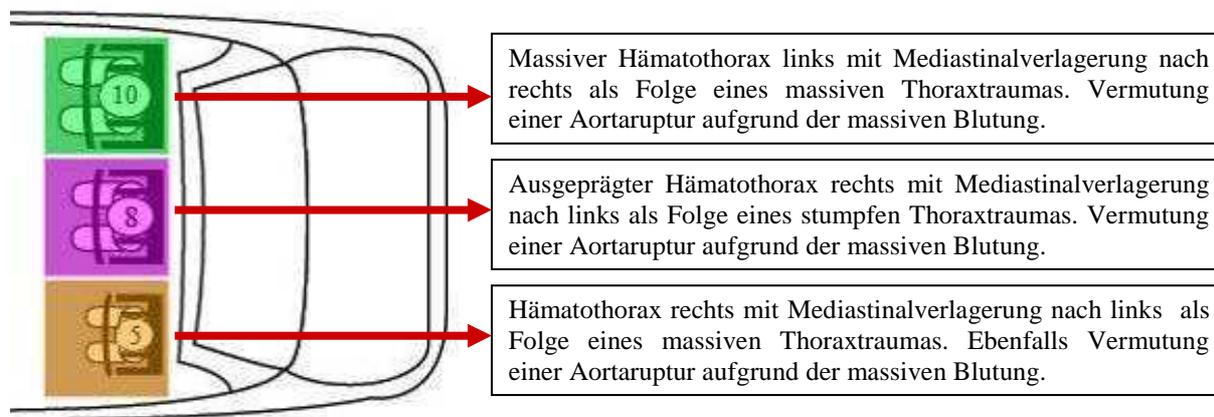


Abbildung 38 zeigt den anatomischen Verlauf der Aorta. Die Gefäßwand der Aorta besteht, von außen nach innen betrachtet aus drei Schichten: Adventitia, Media und Intima. [45]
Bei einer äußeren Krafteinwirkung kann es dazu kommen, dass die Gefäßwände reißen und es zu einer massiven Blutung kommt.

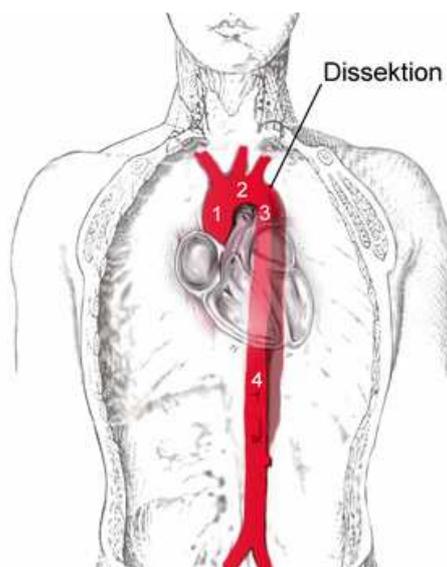


Abbildung 38: Sektionen der menschlichen Aorta und Beispiele einer Aortaruptur [45]

- 1... Aorta ascendens
- 2... Aortabogen
- 3... Aorta descendens
- 4... Bauchaorta

5.5 Unfallrekonstruktion

Mit Hilfe des Unfallrekonstruktionsprogramms PC-Crash soll jene Aufprallgeschwindigkeit ermittelt werden, bei welcher die Insassenbelastung äquivalent zu der des realen Unfalls ist. Als Maß für die Insassenbelastung dient die Geschwindigkeitsänderung Δv . Genau diese Geschwindigkeitsänderung dient als Richtwert für die zu verwendende Versuchsgeschwindigkeit, da bei dem Crashversuch eine starre Barriere verwendet wird, die ihrerseits kein Energieaufnahmevermögen besitzt.

Folgende Größen dienen als Eingangswerte für die Berechnung:

- Richtwert für die Geschwindigkeit 60-70 km/h
- Massen beider Unfallfahrzeuge
- Verformungsäquivalente Energie (EES)
- Überdeckung
- Endlagen beider Fahrzeuge

Als unbekannt gelten nach wie vor:

- Genaue Kollisionsstelle
- Einlaufwinkel
- Bremsspuren
- Steifigkeiten beider Unfallfahrzeuge

Richtwert für die Geschwindigkeit:

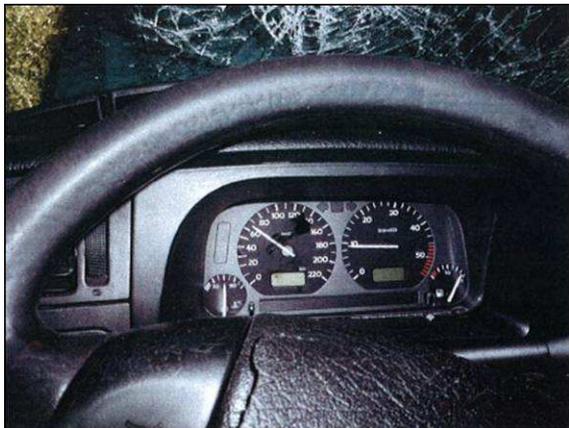


Abbildung 39: Armaturen des Unfallfahrzeuges [44]

Der VW Vento Baujahr 1997 verfügt bereits über einen eingebauten Stellmotor, der für die Geschwindigkeitsanzeige verantwortlich ist. Infolge des Unfalls wurde der Stromkreislauf unterbrochen und der Stellmotor blieb augenblicklich im Bereich von 64 km/h stehen (siehe Abbildung 39).

Aus diesem Grund wird ein Geschwindigkeitsbereich von 60-70km/h als Richtwert verwendet.

Massen beider Fahrzeuge:

Neben dem Eigengewicht beider Unfallfahrzeuge muss das Gewicht der Insassen und der Zuladung mitberücksichtigt werden. Für den VW Vento wird ein Gewicht von 1450 kg und für den Nissan Micra ein Gewicht von 1000kg angenommen.

Verformungsäquivalente Energie und Steifigkeitswerte:

Um die verformungsäquivalente Energie berechnen zu können, wird neben der bleibenden Verformung auch die Steifigkeit der Frontstruktur benötigt. Da die Energie nicht ausschließlich durch plastische Verformung umgesetzt wird, wird auch ein elastischer Anteil durch den Restitutionsfaktor k berücksichtigt. Als Anhaltspunkt für die Steifigkeitswerte dient die Crash 3 Berechnung eines VW Jetta aus den US-Tests der NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration), da ein identisches Fahrzeug in den Datenbanken nicht gefunden werden konnte (siehe Abbildung 40). Aufgelistet sind in Abbildung 40 neben dem Versuchsfahrzeug (VW Jetta 1997) auch die Testgeschwindigkeit, sowie das Gewicht des Fahrzeuges und die Deformationsbreite. Über die Fahrzeugbreite kann die Anzahl der Stützstellen eingestellt werden, um die durchschnittliche Verformung zu berechnen. Je mehr Stützstellen gewählt werden, umso genauer ist die Berechnung der Verformungstiefe. Rechts unten in Abbildung 40 wird die Steifigkeit „B“ anhand der experimentellen Kraft-Weg Kurve berechnet, welche wiederum aus dem Beschleunigungs-Zeit Verlauf errechnet wurde.

The screenshot shows the 'Property Sheet' window with the following data and calculations:

No.	T...	Make	Model	Y...	Body Style	Mas...	Wh...	Ler
1730	1208	VOLKSWAGEN	JETTA	1988	FOUR DOOR SEDAN	1275.0	2.477	4.37
2185	1562	VOLKSWAGEN	JETTA	1991	FOUR DOOR SEDAN	1308.0	2.471	4.34
2901	2139	VOLKSWAGEN	JETTA	1994	FOUR DOOR SEDAN	1467.0	2.480	4.32
3642	2878	VOLKSWAGEN	JETTA	1997	FOUR DOOR SEDAN	1428.0	2.471	4.40
3622	2856	VOLKSWAGEN	JETTA	1997	FOUR DOOR SEDAN	1453.0	2.475	4.40
3716	2952	VOLKSWAGEN	JETTA	1997	FOUR DOOR SEDAN	1365.0	2.470	4.40

Test parameters and calculations:

- Test Geschwindigkeit: $v_t = 47.7$ km/h
- Deformationsbreite: $L_t = 1.475$ m
- Gewicht: $m_t = 1453$ kg
- Anzahl der Stützstellen: $n = 6$ (selected)
- Individual deformations: $C_1=0.34, C_2=0.382, C_3=0.398, C_4=0.384, C_5=0.354, C_6=0.305$ m
- Average deformation: $C_{Ave t} = \frac{C_1 + \sum_{i=2}^{n-1} C_i + C_n}{n-1} = 0.368$ m
- Stiffness constant: $b_1 = \frac{v_t - b_0}{C_{Ave t}} = 0.97$ km/h / cm
- Stiffness A: $A = \frac{m_t \cdot b_0 \cdot b_1}{L_t} = 88461.1$ N/m
- Stiffness B: $B = \frac{m_t \cdot b_1^2}{L_t} = 714946.2$ N/m²
- Stiffness G: $G = \frac{A^2}{2 \cdot B} = 5472.7$ N

Abbildung 40: VW Jetta Steifigkeitswerte aus den NHTSA Datenbanken [44]

Mittels Eingabe der Stoßrichtung und der berechneten Deformationsenergie wird in Abbildung 41 die EBS (Equivalent Barrier Speed) und die EES (Energie Equivalent Speed) ermittelt.

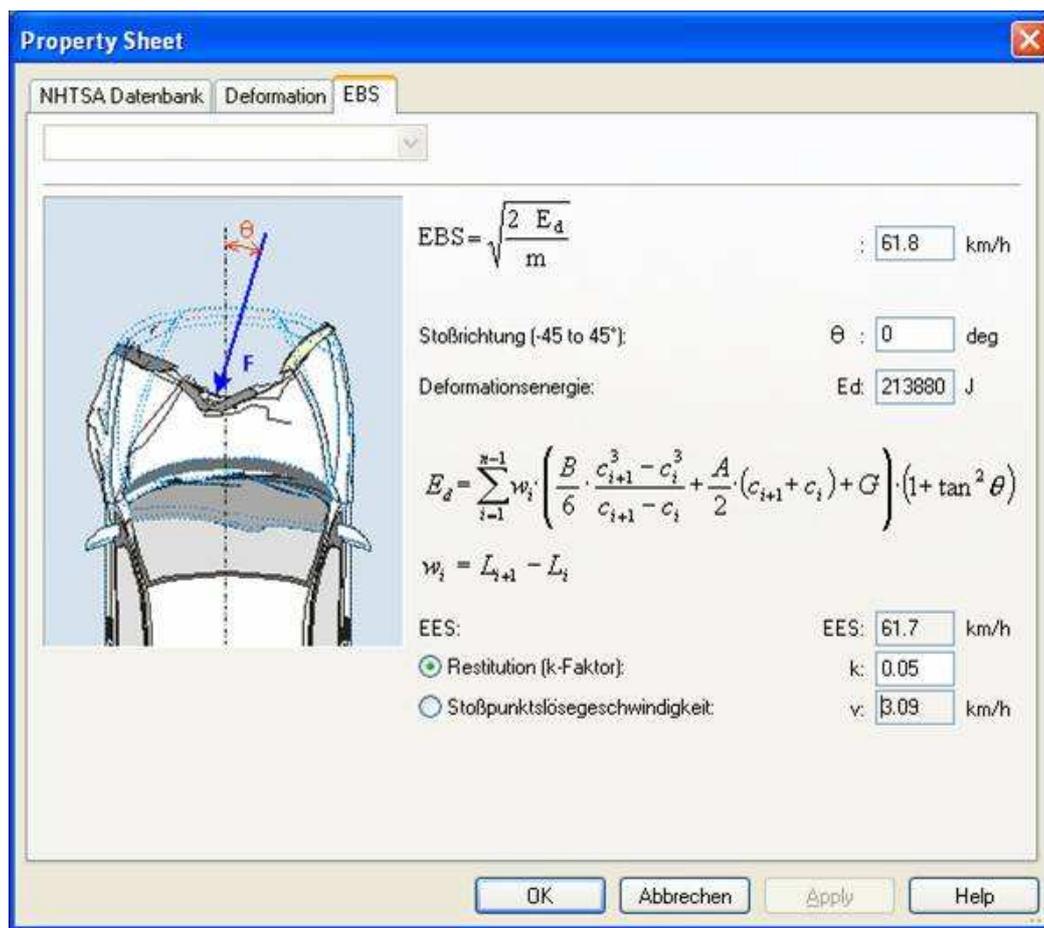


Abbildung 41: EBS und EES Berechnung [44]

Überdeckung:

Aufgrund des Verformungsbildes beider Fahrzeuge kann von einer 95-prozentigen Überdeckung ausgegangen werden.

Einlaufwinkel und Endlagen:

In Abbildung 42 ist der Stoß-Einlauf-Impuls der PC Crash Berechnung zu sehen. Die Einlaufgeschwindigkeit für den Micra beträgt 69km/h, die des Vento 63km/h. Das Ergebnis sind die Auslaufwerte für Geschwindigkeit, Richtung, Geschwindigkeitsänderung für beide Unfallfahrzeuge. Ebenso werden EES und Deformation ausgewertet.

Abbildung 43 verdeutlicht die Endlagen beider Fahrzeuge. Das rote Fahrzeug stellt den Nissan Micra dar, blau steht für den VW Vento.

Der Einlaufwinkel kann als Parameter so lange variiert werden, bis sich die Endlagen der Unfallrekonstruktion mit jenen des realen Unfalls decken. Der Einlaufwinkel für die Berechnung wird 5° zur Fahrzeuglängsrichtung gewählt.



Abbildung 42: Stoß-Einlauf-Impuls [44]

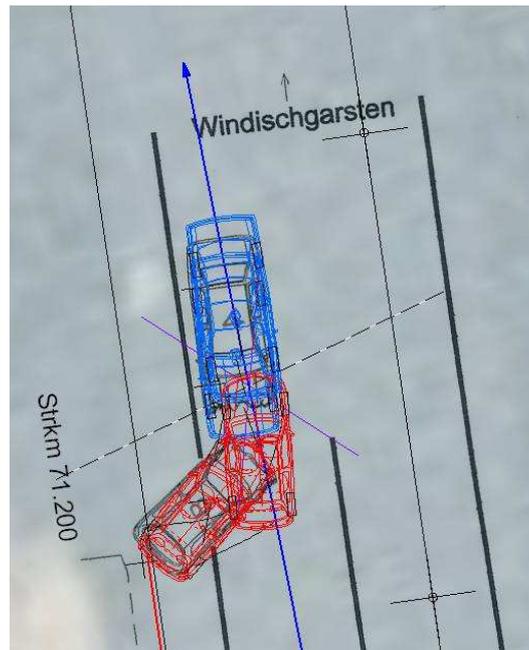


Abbildung 43: Fahrzeugendlagen [44]

Ergebnis der Unfallrekonstruktion:

Die Einlaufgeschwindigkeit des VW Vento wurde zwischen 55 und 65km/h, die des Nissan Micra zwischen 60 und 70km/h so lange variiert, bis sich die Endlagen der Unfallrekonstruktion und des Realunfalls deckten. Als Ergebnis resultiert eine Einlaufgeschwindigkeit des VW Vento von 63km/h und 69km/h für den Nissan Micra.

5.5.1 Randbedingungen für Crashanlage:

Die Geschwindigkeitsänderung Δv , welche die Insassenbelastung repräsentiert, beträgt 54km/h. Für die energieäquivalente Geschwindigkeit (EES) ergibt sich ein Wert von 63km/h. Die Richtung der Stoßkraft liegt zwischen 0 und 5°. Die gewählte Versuchsgeschwindigkeit ist ein Kompromiss zwischen Δv und EES und beträgt 60 km/h.

5.6 Analyse des Versuchsfahrzeuges und Vermessung des Fonds

Mitte Juni wurde ein passendes Versuchsfahrzeug gefunden, das dem Unfallfahrzeuge entspricht. Bei der Beschaffung wurde großen Wert darauf gelegt, dass der Versuchsträger unfallfrei ist, um vergleichbare Ergebnisse zu erzielen.



Abbildung 44: Versuchsfahrzeug VW Vento [44]

5.6.1 Fahrzeugdaten

- Bezeichnung: Vento TDI Cool, PKW M1
- Zulassung 1997
- Eigengewicht: 1185 kg
- Höchstzul. Gesamtgewicht: 1665 kg
- Leistung: 66 kW
- Hubraum: 1896 ccm
- Vorderradantrieb, ABS
- Frontairbag Fahrer und Beifahrer
- Gurtstraffer für Fahrer und Beifahrer, kein Gurtkraftbegrenzer

5.6.2 Verbautes Gurtsystem

In den Abbildung 45, Abbildung 46 und Abbildung 47 sind die internationalen Genehmigungszeichen zu sehen, die an jedem Fahrzeuggurt des PKW angebracht sein müssen.

Fahrzeugfront:

Abbildung 45 zeigt dieses Genehmigungszeichen für den Fahrer- und Beifahrergurt zu. Im Gegensatz zu dem Rückhaltesystem in Fond sind im Frontbereich Gurtstraffer verbaut („p“).



Hersteller: TRW

„A“...Gurt ist ein Drei-Punkt-Gurt
 „r4“...Aufrolleinrichtung
 „m“...Aufrolleinrichtung mit Notverriegelung
 „p“...Gurtstraffer (Pretensioner)

Abbildung 45: Genehmigungszeichen
 Fahrergrurt [44]

Fahrzeugfond:

Äußeren Sitze (3-Punkt-Gurt)

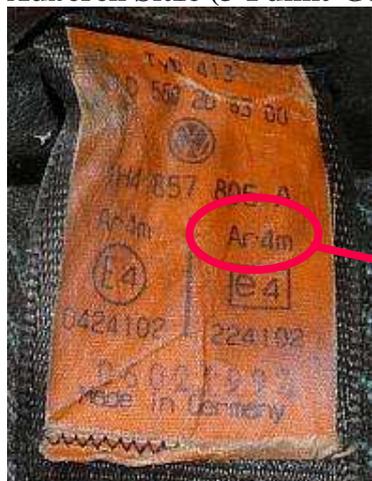


Abbildung 46: Genehmigungszeichen
 [44]

Mittlerer Sitz (Beckengurt)



Abbildung 47: Genehmigungszeichen
 [44]

„B“...Beckengurt

Kein Gurtstraffer
 („p“) verbaut!

Abbildung 46 zeigt, welche Sicherheitselemente in den beiden äußeren Sitzen des Fahrzeugfonds verbaut sind. In der Fondmitte (Abbildung 47) ist lediglich ein Beckengurt eingebaut, der weder über einen Gurtstraffer, noch über einen Aufroller verfügt. In diesem Fall muß die notwendige Länge des Gurtes auf den Insassen manuell über eine Schnalle eingestellt werden.

5.6.3 Gurtstraffer mit Gurtelement

Die Funktion und Ausführungen vom Gurtstraffer sind bereits in Kapitel 4.8 näher erläutert. Beim Rückhaltesystem des VW Vento handelt es sich um einen pyrotechnisch gezündeten Gurtstraffer, der direkt auf den Gurtaufroller wirkt. Er ist kraft- und nicht weggesteuert. D. h. er wickelt den Gurt durch den Gurtaufroller so lange auf, bis die Kraft des sich vorverlagernden Dummies größer als dessen Anzugskraft wird.



Abbildung 48: Gurtelement mit Gurtstraffer Marke TRW [44]

5.6.4 Vermessung des Fahrzeugfonds



Abbildung 49: Vermessung des Fzg-Fonds [44]

Bevor mit Hilfe des Zeichenprogramms CATIA der Fahrzeugfond des VW Vento erstellt wurde, wurde der Fonds des Realfahrzeuges vermessen und als Punkteschar aufgenommen.

Dies erfolgte mittels eines 3D-Messarmes der Firma FARO. Der Kopf ist mit einem Tastfühler ausgestattet. Die beweglichen Messarmsegmente ermöglichen eine große Bewegungsfreiheit (siehe Abbildung 49).

Für eine systematische Vorgangsweise war es hilfreich, markante Konturen der Rückbank sowie des Bodenbereiches und der Rücklehnen der Vordersitze symmetrisch mit Kreide zu markieren und diese Linien in geordneter Reihenfolge abzutasten. Ebenso wurden wichtige Referenzpunkte wie Gurtverankerungen und –umlenkungen erfasst.

Die erhaltene Punkteschar wurde anschließend mit CATIA zu einem Flächenelement vervollständigt und diente somit als Basis für eine Mehr-

körpersimulation in MADYMO.

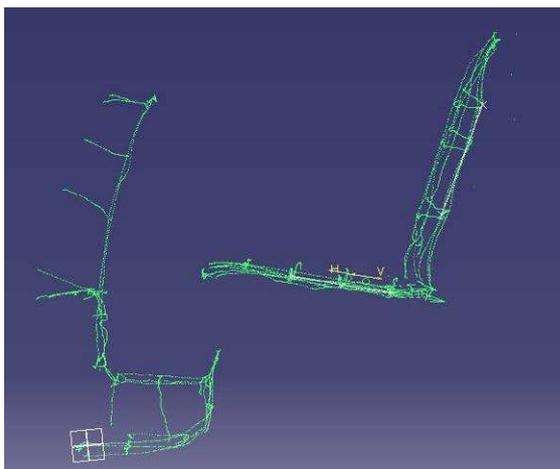


Abbildung 50: Sitzbank als Punkteschar [44]

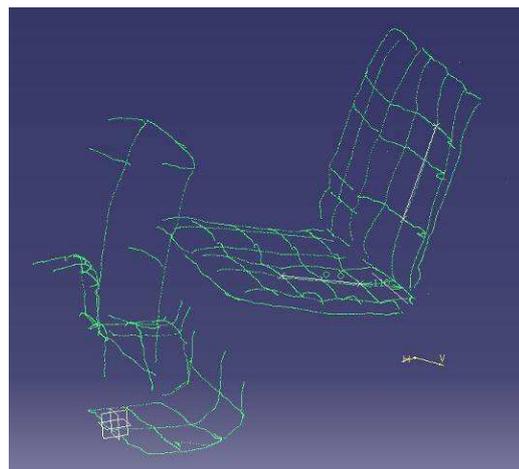


Abbildung 51: Sitzbank als Punkteschar [44]

In Abbildung 50 und Abbildung 51 ist die vermessene Punkteschar des Fahrzeugfonds zu erkennen.

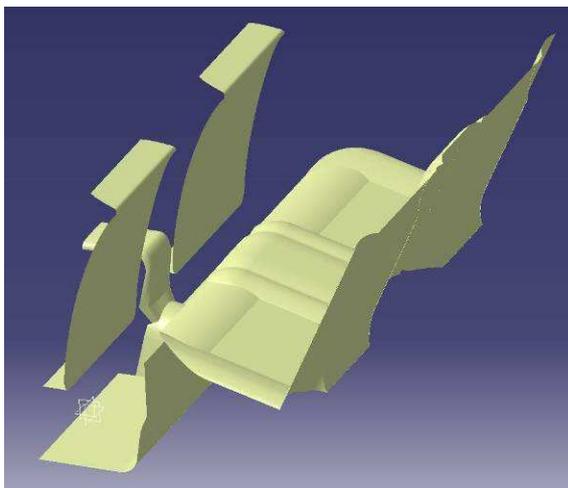


Abbildung 52: Sitzbank als Flächenelement in CATIA [44]

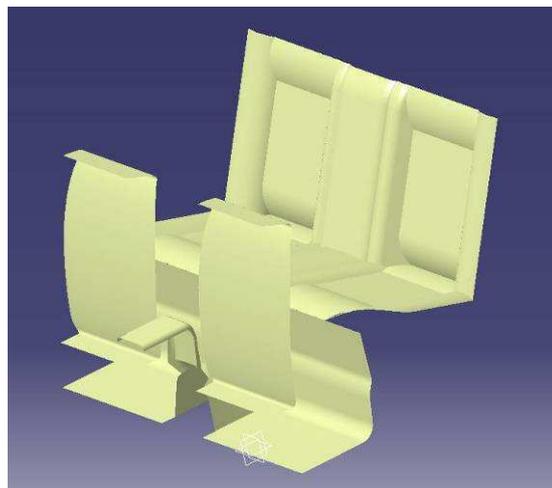


Abbildung 53: Sitzbank als Flächenelement in CATIA [44]

Abbildung 52 und Abbildung 53 zeigen den Fahrzeugfond als Flächenelement, gezeichnet mit CATIA.

5.7 Sitzerhöhungen

Für eine der beiden Erhöhungen war es möglich, eine baugleiche Sitzerhöhung in Form eines Boostersitzes im Handel zu erwerben (siehe Abbildung 54). Dieser Boostersitz besteht aus Rückenlehne und Sitzteil, die voneinander getrennt werden können. Dabei ist der Sitzteil in Größe und Gestalt mit jenem des Realunfalls identisch (Siehe Abbildung 55). Für die zweite Sitzerhöhung konnte im Handel eine beinahe identische Erhöhung gefunden werden (siehe Abbildung 56)



Abbildung 54: IWH Vario Kid aus dem Fachhandel [44]

Beschreibung des Boostersitzes aus Abbildung 54:

ECE-Gruppe: 1,2 und 3 für Kinder von 1 bis 12 Jahren oder von 9-36 kg

Einbau: 9-25 kg mit Rückenlehne in Fahrtrichtung und ab 15 kg auch ohne Rückenlehne in Fahrtrichtung möglich, immer mit fahrzeugeigenem Drei-Punkt-Gurt.

Abbildung 55 zeigt en Sitzteil des Boostersitzes aus Abbildung 54.



Abbildung 55: Sitzteil des IWH Vario Kid [44]



Abbildung 56: Sitzerhöhung Nr. 2 aus dem Fachhandel [44]

Für den besagten Boostersitz konnten folgende Testurteile auf verschiedenen Webseiten gefunden werden:



Abbildung 57: IWH Vario Kid – Boostersitz [46]

- Beim ÖAMTC wurde er bei einem Kindersitztest im Jahr 2003 als „bedingt empfehlenswert“ bewertet. Zusätzlich treten erhöhte Belastungswerte im Frontal- und Seitencrash auf; nicht idealer Gurtverlauf bzw. Größenanpassung an das Kind; keine ausreichende Kopfabstützung. (2 von 5 Sternen) [46]
- In der Ausgabe vom Juni 2003 der Stiftung Waren-test bekommt er das Testurteil „ausreichend“, Note 4.3 (1...sehr gut, 5...mangelhaft) [47]

Abbildung 57 zeigt den gleichen Boostersitz wie in Abbildung 54 nur mit farblich anderer Polsterung. Ebenso wie die Sitzbank wurden auch die zwei Sitzerrhöhungen vermessen und in CATIA dreidimensional gezeichnet (siehe Abbildung 58 und Abbildung 59).

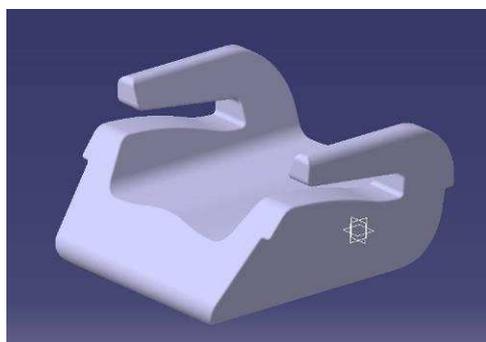


Abbildung 58: Sitzteil des Boostersitzes [44]

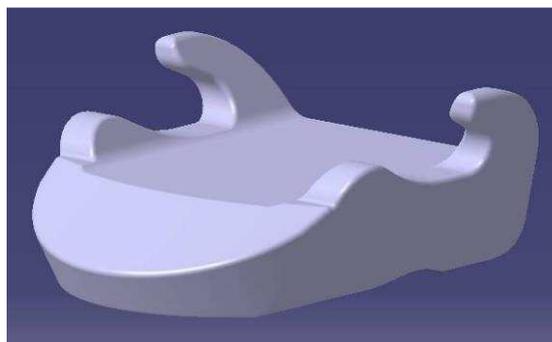


Abbildung 59: Sitzerrhöhung 2 [44]

6 STATISTIK- UND UNFALLRELEVANZ

Makroskopische Daten

Weltweit ist eine Vielzahl an Unfalldatenbanken in Verwendung. Nahezu in allen Nationen werden Verkehrsunfälle statistisch aufbereitet. Obwohl dadurch eine große Anzahl an Daten zur Verfügung steht, ist durch die unterschiedlichen Erhebungsmerkmale der einzelnen Länder ein direkter Vergleich nur bedingt möglich. In Europa wurde mit CARE (European Road Accident Database) eine Datenbank geschaffen, welche die einzelnen nationalen Statistiken integriert, jedoch lassen sich nur einzelne wenige Kennzahlen gemeinsam auswerten. Die gleiche Einschränkung gilt für die IRTAD (International Road Traffic and Accident Database). Prinzipiell wurde die IRTAD für OECD Länder erstellt, jedoch ist auch eine Teilnahme von Nicht-OECD Staaten möglich.

Beide Datenbanken sind so genannte Massendatenbanken (Makroskopische Daten) in welcher sehr viele Verkehrsunfälle gespeichert werden, allerdings ist die Anzahl an Schlüsselfeldern gering. Der Zugang, besonders zur CARE Datenbank ist nur beschränkt möglich. Jedes EU Land bekommt insgesamt lediglich drei Zugänge, welche durch die jeweiligen Verkehrsministerien geregelt sind. Für die IRTAD gibt es keine Teilnahmebeschränkung, jedoch ist ein jährlicher Mitgliedsbeitrag zu leisten. Aus den öffentlich zugänglichen Auswertungen dieser makroskopischen Daten können nur Trends abgelesen werden. Eine detaillierte Auswertung nach Unfall- bzw. Kollisionstyp ist nicht möglich.

In Europa ist die CARE derzeit die einzige gemeinschaftliche laufende Unfalldatensammlung. Tödliche Unfälle, Unfallursachen und Daten zu Unfallverletzungen werden allerdings nicht erfasst. Im Gegensatz dazu werden in den USA bereits seit den 70iger Jahren Unfalldatenbanken (makroskopische und mikroskopisch) verwaltet und sukzessive erweitert. Dadurch stehen in allen Bereichen Informationen zur Verfügung, welche das Unfallgeschehen genauestens betrachten lassen.

Ein wesentlicher Unterschied zwischen USA und Europa besteht in der Zugangsbeschränkung. Kann man auf die Daten in den USA übers Internet öffentlich zugreifen und downloaden, sowie individuelle Auswertungen generieren, so ist es in Europa nicht möglich.

Mikroskopische Daten

Können Verletzungsschwere aus nationalen Statistiken noch ausgewertet werden, so wird es beispielsweise bei der Betrachtung von Körperregionen in Zusammenhang mit dem Unfalltyp schon schwieriger bzw. unmöglich. Über derartige Detailbetrachtungen können nur so genannte „In-Depth“ Datenbanken Aufschluss geben. Mikroskopische Daten in so genannten „In-Depth“ Datenbanken werden nur durch geförderte Projekte erhoben. Obwohl eine Vielzahl an Projekten durchgeführt und gefördert wurden, sind aktuelle Daten nicht mehr verfügbar. Nach Projektende wird auch die Datenerhebung beendet. Ohne eine Förderung kann sich aber keine Organisation die Datenaufnahme leisten. Dennoch wäre eine laufende Datensammlung beispielsweise zur Schwachstellenanalyse der Fahrzeugstruktur oder Verbesserungsmaßnahmen der Infrastruktur notwendig.

Hierzu gibt es eine Reihe international anerkannter Unfallforschungsstellen und Datenbanken, wie beispielsweise die Medizinische Hochschule Hannover.

In einem Gemeinschaftsprojekt der Bundesanstalt für Straßenwesen und der Forschungsvereinigung für Automobiltechnik wurde die German In-Depth Accident Study [48] aufgebaut und dient für viele Verkehrssicherheitsexperten als Grundlage für Detailanalysen.

Zwei Unfallteams in Hannover und Dresden erheben ca. 2.000 Verkehrsunfälle in der jeweiligen Region. Im Vereinigten Königreich wurde mit der OTS - On-The-Spot accident research [49] Unfalldatenbank eine Grundlage zur Erhöhung der Verkehrssicherheit geschaffen. Ähnlich wie in der GIDAS werden Verkehrsunfälle in zwei Regionen (United Kingdom: Nottinghamshire, Thames Valley Region) aufgenommen. Dabei werden alle Unfälle mit Personenschaden berücksichtigt, sowie Daten zu Mensch, Fahrzeug und Infrastruktur erhoben, wobei die Daten nicht öffentlich zugänglich sind. Eine weitere im Vereinigten Königreich vorhandene Datenbank ist die UK-CCIS - Co-operative Crash Injury Study [50]. Der Datenzugang ist nur den Mitgliedern der UK-CCIS vorbehalten, Auswertungen in Form von Veröffentlichungen sind auf der Website öffentlich zugänglich. Die Datenaufnahme folgt in einem genau definierten Protokoll und die Verkehrsunfälle werden nach festgelegten Kriterien ausgewählt. Es werden alle tödliche Verkehrsunfälle und Unfälle mit schwer Verletzten aufgenommen. Unfälle mit leicht Verletzten werden willkürlich gewählt.

Eine weitere mögliche Datenquelle zur Auswertung von Kinderinsassen ist die Unfall- und Verletzungsdatenbank des EU finanzierten Projektes PENDANT - Pan-European Coordinated Accident and Injury Databases [51]. In PENDANT wurden 1.100 Verkehrsunfälle aus acht EU Ländern gesammelt. Als Grundlage für die Datenbank wurde das STAIRS Protokoll (Standardisation of Accident and Injury Registration Systems) herangezogen und erweitert. Hauptsächlich wurden Aspekte der passiven Sicherheit berücksichtigt. Aktive Sicherheit, obwohl in einem Arbeitspaket vorgesehen, wurde bei der Definition der Datenfelder nur ungenügend beachtet.

Für österreichische Auswertungen werden tödliche Verkehrsunfälle der ZEDATU (Zentrale Datenbank tödlicher Unfälle) im Detail betrachtet. Die Schlüsselfelder wurden in Übereinstimmung mit dem STAIRS Protokoll programmiert. Erweitert wurden diese durch Schlüsselfelder der EU Projekte PENDANT, RISER (Roadside Infrastructure for Safer European Roads) und Rollover. In einem ersten Schritt stehen Unfalldaten von 514 tödlichen Verkehrsunfällen - entspricht ca. 60% der tödlichen Unfälle aus dem Jahr 2003 zur Verfügung. Diese Unfälle wurden rekonstruiert und auch medizinische Daten (Verletzungsanzeigen, Obduktionen, etc.) sind Bestandteil der Datenbank. Die in der Automobil- und Verkehrsunfallforschung übliche Codierung nach dem AIS wurde angewandt. [52]

6.1 Methodik

In den folgenden Kapiteln werden makro- und mikroskopischer Auswertungen dargestellt. Es erfolgt eine deskriptive Beschreibung der Daten durch Tabellen und Grafiken. Besonders von Interesse ist hierbei der Unterschied von Verletzungen bei Benützung des Erwachsenen, d.h. 3-Punkt-Gurtes von Kindern bei Beifahrern und im Vergleich dazu als Fondinsasse. Um eine Aussage treffen zu können ob diese Unterschiede auch signifikant sind, werden sogenannte Signifikanztests angewandt.

Relatives tödliches Risiko (RTR)

Die in dieser Studie verwendete Definition eines relativen Risikos ergibt sich aus dem Verhältnis der Verletzungsschwere eines bestimmten Merkmals zur Häufigkeit dieses Merkmals. Am Beispiel von Fußgängerunfällen sei dies näher erklärt. Die Häufigkeit von Fußgängerunfällen im österreichischen Straßenverkehr liegt bei ca. 26,8%. Werden nur tödliche Verkehrsunfälle betrachtet, so liegt der Anteil an tödlichen Verletzungen bei Fußgängerunfällen bei ca. 32,2%. Daraus ergibt sich ein relatives tödliches Risiko in einem Fußgängerunfall von 1,2. Unter der Voraussetzung einer Gleichverteilung ist ein Wert über 1,0 als überkritisch, ein Wert unter 1,0 als unterkritisch zu bezeichnen.

Vierfeldertest

Mit dem Vierfeldertest (auch Chi-Quadrat-Vierfeldertest) kann die Frage nach der Signifikanz eines Merkmals in zwei unabhängigen Gruppen beantwortet werden. Damit der Vierfeldertest angewendet werden kann, muss in allen vier Feldern der Erwartungswert mindestens fünf betragen. Der Erwartungswert wird aus dem Produkt aus Zeilen- und Spaltensumme sowie Division durch die Gesamtzahl gebildet. Ist der Erwartungstest jedoch kleiner als fünf, so kann mit dem exakten Test nach Fisher die Signifikanz überprüft werden. [53]

Tabelle 26: Vierfeldertest [53]

	verletzt	tödlich verletzt	Summe	Erwartungswert		OR
Beifahrer	a	b	a+b	$(a+c)x(a+b)/n$	$(b+d)x(a+b)/n$	$(axd)/(cxb)$
Fondinsasse	c	d	c+d	$(a+c)x(c+d)/n$	$(b+d)x(c+d)/n$	$(cxb)/(axd)$
Summe	a+c	b+d	$n=a+b+c+d$			

Odds Ratio – OR

Unter dem Quotenverhältnis, auch Odds Ratio, Odds-Verhältnis, Kreuzproduktverhältnis oder Chancenverhältnis ist eine statistische Maßzahl zu verstehen, die etwas über die Stärke eines Zusammenhangs von zwei Merkmalen aussagt [54]. Die Odds Ratio gibt an wie hoch die Chance bzw. das Risiko ist, dass ein Merkmal (hier tödlich verletzt bzw. verletzt) für eine Gruppe (hier Beifahrer bzw. Fondsinsassen) vorliegt. Bei einem Quotenverhältnis von 1 liegt kein Unterschied in den beiden Gruppen vor. Ist das Verhältnis größer als 1, so bedeutet dies, dass das Risiko der ersten Gruppe größer ist und umgekehrt, wenn das Verhältnis kleiner als 1 ist. Das Odds Ratio gibt noch keinerlei Auskunft darüber, ob dieses Verhältnis auch signifikant ist.

Signifikanz

Dabei werden Unterschiede in Messgrößen als signifikant, d.h. wesentlich bezeichnet, wenn die Wahrscheinlichkeit, dass sie durch Zufall zustande kommen würden, sehr gering ist. Die Signifikanz weist auf einen möglichen Zusammenhang zwischen den Messgrößen hin. Dennoch müssen derartige Zusammenhänge nicht zwingend vorhanden sein. Es sei angemerkt, dass Unterschiede, die statistisch signifikant sind, zufällig sein können. Es wird daher eine maximal zulässige Irrtumswahrscheinlichkeit festgelegt, welches als Signifikanzniveau α bezeichnet wird. Ein Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$ bedeutet, dass die maximale zulässige Wahrscheinlichkeit für einen Irrtum 5% beträgt und umgekehrt beträgt die Wahrscheinlichkeit, dass das Ergebnis korrekt ist 95%. Häufig findet das Niveau von 5% Anwendung. Liegt der ermittelte p-Wert unter dem Signifikanzniveau so gelten die Ergebnisse als signifikant. [55]

Konfidenzintervall

Damit auch eine statistisch gesicherte Aussage getroffen werden kann, werden Vertrauensbereiche (Konfidenzintervalle) angegeben. Hierbei wird das 95% Konfidenzintervall angegeben, was bedeutet, dass der betrachtete Faktor mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% gesichert ist. Für den Fall, dass das Konfidenzintervall den Wert 1 einschließt, ist der Unterschied der Gruppen als nicht statistisch gesichert (nicht signifikant) anzusehen. Allerdings kann daraus trotzdem eine Tendenz erkannt werden. [56]

Hypothese zum Unterschied der Verletzungsschwere

Es wird vermutet, dass die Verletzungsschwere von Fondsinsassen geringer ist, als von Beifahrern. Diese Hypothese soll im Folgenden überprüft werden.

Alter der Insassen

Für die nachfolgende Auswertung von Unfällen werden Unfallbeteiligte bis zum 14. Lebensjahr als Kinder bezeichnet. Das heißt Kinder welche jünger als 14 bzw. 14 Jahre alt sind.

6.2 Makroskopische Datenanalyse

6.2.1 Analyse nationale Statistik

Im Vergleichszeitraum der Unfalljahre 2002 bis 2008 sind 157 Kinder (Altersgruppe bis einschließlich 14 Jahren) tödlich verunglückt. Durchschnittlich sterben somit 22 Kinder jährlich im Straßenverkehr. Ausgehend von 25 Kinderunfalltoten im Jahr 2002 wurde die Zahl jedoch um die Hälfte auf 12 Tote bis 2008 reduziert. Die Altersgrenze von 14 Jahren wurde deshalb so gewählt, da ab 15 durch die Benützung von Mopeds Jugendliche bereits aktiv im motorisierten Verkehr teilnehmen dürfen. Dies ist auch in der Statistik ersichtlich, weil es bei der Erweiterung der Altersgrenze auf 15 Jahren zu einer deutlichen Verschiebung und damit zur Erhöhung des Anteils an tödlichen Unfällen mit nur einem Beteiligten kommt.

Am häufigsten sind Kinder in Fußgängerunfälle (51; 32,9%) verwickelt. Unfälle im Begegnungsverkehr stehen hierbei an zweiter Stelle (45; 28%), gefolgt von Unfällen mit nur einem Beteiligten (26; 16,8%). Bei einer Verletzungshäufigkeit von ca. 10% liegt das Risiko in Unfällen im Begegnungsverkehr tödlich zu verunglücken bei fast 28%. Aus dem Verhältnis von Risiko zu Häufigkeit errechnet sich ein relatives tödliches Risiko (RTR) für Kinder in Begegnungsunfällen von 2,8. In Bezug auf das RTR ist dieser Unfalltyp somit der gefährlichste. Die Verletzungsschwere bzw. das Verletzungsrisiko kann als Indikator der passiven Sicherheits-einrichtungen angesehen werden. Mit zunehmender Optimierung von Lastpfaden und Rückhaltesystemen im Fahrzeug soll die Verletzungsschwere vermindert und dahingehend auch das relative tödliche Risiko gesenkt werden.

Die Zusammenhänge von Verletzungsrisiko und -häufigkeit sowie den absoluten Werten von relativen Risiken sind in den folgenden Abbildungen und Tabellen dargelegt. [57]

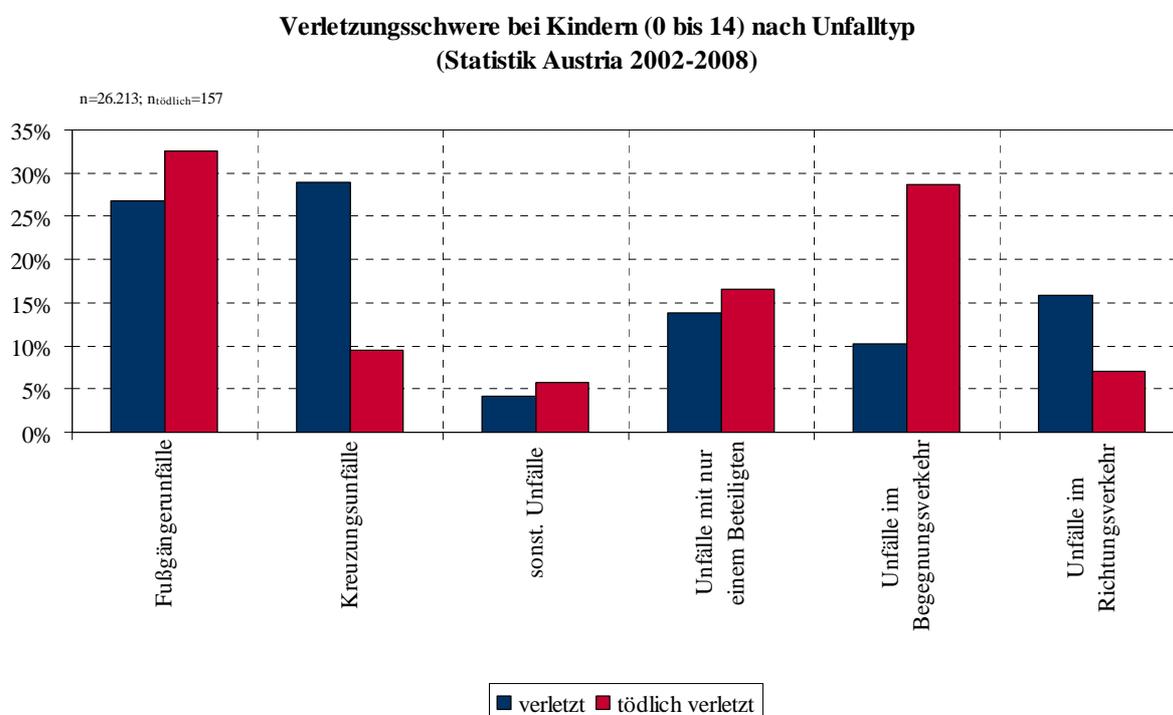


Abbildung 60: Verletzungsschwere von Kindern nach Unfalltyp [58]

Zusammenhang zwischen Verletzungshäufigkeit und -risiko bei Kinderunfällen nach Unfalltyp (Statistik Austria 2002-2008)

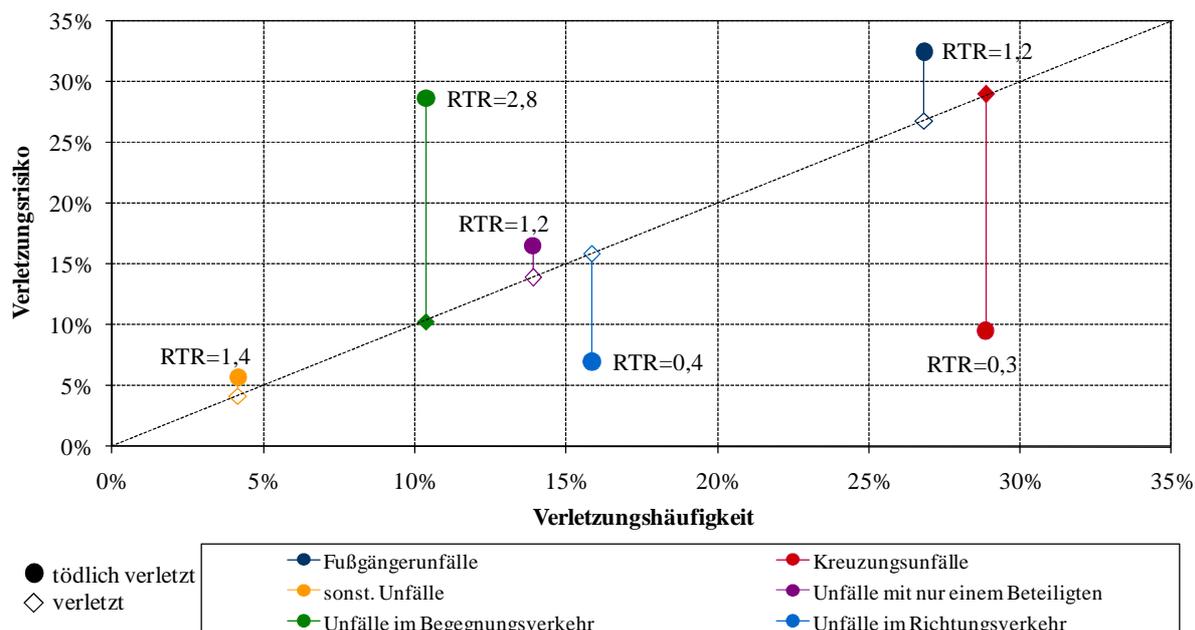


Abbildung 61: Zusammenhang zwischen Verletzungshäufigkeit und -risiko [58]

Tabelle 27: Relatives tödliches Risiko nach Unfalltyp bei Kinderbeteiligung [58]

	tödlich verletzt		verletzt		gesamt		RTR
	Anzahl	Anteil (%)	Anzahl	Anteil (%)	Anzahl	Anteil (%)	
Fußgängerunfälle	51	32,5%	7025	26,8%	7076	26,8%	1,2
Kreuzungsunfälle	15	9,6%	7598	29,0%	7613	28,9%	0,3
sonst. Unfälle	9	5,7%	1088	4,2%	1097	4,2%	1,4
Unfälle mit nur einem Beteiligten	26	16,6%	3639	13,9%	3665	13,9%	1,2
Unfälle im Begegnungsverkehr	45	28,7%	2692	10,3%	2737	10,4%	2,8
Unfälle im Richtungsverkehr	11	7,0%	4171	15,9%	4182	15,9%	0,4

Ausgangspunkt für die statistische Untersuchung war ein tödlicher Verkehrsunfall, wobei sich fünf Personen im Fahrzeug befunden haben. Auf der vorderen Sitzreihe zwei Erwachsene, sowie im Fond drei Kinder, welche alle drei verstorben sind. Die nationale Statistik wurde dahingehend gefiltert, dass sich drei bis fünf Personen im Fahrzeug befunden haben. Anschließend wurden die Insassen nach Alter getrennt in unter und einschließlich 14-jährige und über 14-jährige. Es wurde die Annahme getroffen, dass sich die Kinder durchwegs im Fahrzeugfond befunden haben und die Erwachsenen in der ersten Reihe gesessen sind und alle Insassen mit einem Erwachsenengurt und Airbag gesichert waren. Damit sollte der gegenständliche Verkehrsunfall auch statistisch überprüft werden können.

Dabei ergab sich statistisch gesichert ($p=0,002$), dass Kinder im Fahrzeugfond wesentlich besser geschützt sind als Erwachsene auf den Vordersitzen. Die Chancen als Frontinsasse (älter als 14 Jahre) tödliche Verletzungen in Frontalkollisionen davonzutragen sind 2,41 fach höher gegenüber Fondsinsassen. Das Ergebnis ist schon deshalb interessant, da die Fondsinsassen bei der Frontalkollision tödlich verunglückten, die Statistik jedoch zeigt, dass diese Insassensituation prinzipiell sicherer sein sollte. Hier werden allerdings alle Kinderinsassen betrachtet, die sowohl im Kindersitz, als auch mit dem Erwachsenengurt gesichert sind. [57]

Tabelle 28: Verletzungen in PKW Frontalkollisionen bei drei bis fünf Insassen [58]

	tödlich verletzt		verletzt		gesamt		RTR	Odds Ratio
	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil		
Fondsinsassen <14	13	11,4%	870	23,7%	883	23,3%	0,49	0,41
Frontinsassen >14	101	88,6%	2802	76,3%	2903	76,7%	1,16	2,41
Gesamt	114	100,0%	3672	100,0%	3786	100,0%		

In den ÖSTAT Zählblättern und in weiterer Folge der nationalen Statistik ist eine Auswertung von Insassen nach der jeweiligen Sitzposition nicht möglich. Das heißt, es kann nicht ermittelt werden wo sich die Person befunden hat (im Fond links, rechts oder mittig). Um nun trotzdem einen Rückschluss auf die Verletzungsschwere von Fondspassagieren zu ziehen müssen bestimmte Annahmen getroffen werden und Voraussetzungen erfüllt sein.

Annahmen und Voraussetzungen:

- a) Unfälle im Begegnungsverkehr und hier nur die Gruppe der Frontal- oder Streifkollisionen bei Analyse der Verletzungsschwere von Kinderinsassen in Personenkraftwagen
- b) Nur Insassen ohne Lenker werden betrachtet, um die Verletzungsschwere durch den Erwachsenen Fahrzeuglenker nicht zu verwischen.
- c) Mindestens drei bis fünf Personen befinden sich im Fahrzeug da hierbei in den meisten Fällen davon ausgegangen werden kann, dass sich zumindest eine Person im Fond befunden hat. Befindet sich auch ein Kind im Fahrzeug, so wird vermutlich eher das Kind auf der Rückbank sitzt als ein Erwachsener. Selbst wenn sich neben dem Lenker nur Kinder im Fahrzeug befinden, ist zumindest eines auf der hinteren Sitzbank. Selbiges gilt für zwei Fahrzeuginsassen, wobei zumindest einer der Insassen unter 14 Jahren sein muss. Diese Annahme wurde deshalb getroffen, da in der nationalen Statistik eine Sitzplatzzuordnung nicht möglich ist.
- d) Werden die unter 14jährigen ausgewählt, so kann davon ausgegangen werden, dass eben nur noch Kinder-Fondspassagiere in die Analyse einbezogen werden.

Werden diese vier Annahmen und Voraussetzungen auf die Daten der nationalen Statistik angewandt, so sinkt grundsätzlich die Benützung von Kinderrückhaltesystemen im Fahrzeugfond kontinuierlich mit dem Alter. Gleichzeitig nimmt aber die Verwendung vom Erwachsenengurt zu. Bei einem Fünftel der Kinder im Fond kann aus der nationalen Statistik nicht erhoben werden welches Rückhaltesystem verwendet wurde oder ob das Kind mit einem Erwachsenengurt gesichert war. Nach Auskunft der Statistik Austria, die in Zusammenarbeit mit dem Ministerium für Inneres die Zählblätter weiter entwickelt und verwaltet, gelten Sitzkissen nicht als Kindersitz und werden daher auch nicht codiert. Der Einfluss von Sitzkissen auf die Verletzungsschwere von Kindern kann somit nicht evaluiert werden. [57]

Verwendung von Rückhaltesystemen im PKW Fond bei Kindern (Statistik Austria 2002-2008)

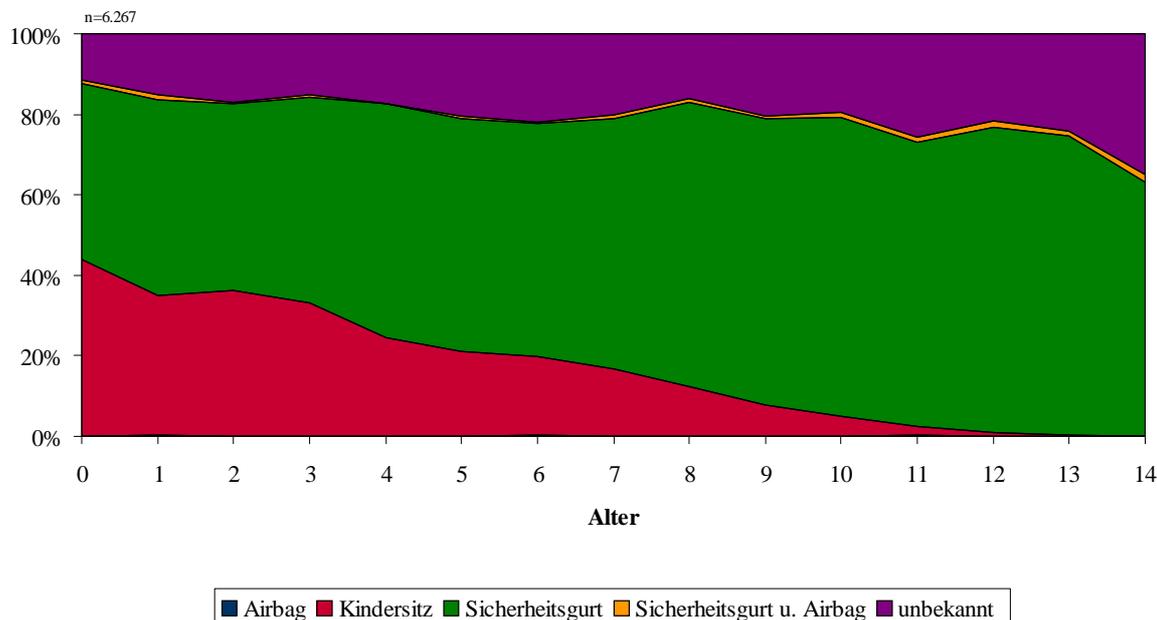


Abbildung 62: Verwendung von Rückhaltesystemen im PKW Fond bei Kindern [58]

Differenziert man bei Kinderinsassen zwischen Beifahrer und Fondspassagier, so sind tödliche Verletzungen als Beifahrer bis zum neunten Lebensjahr deutlich überrepräsentiert und erreichen ab diesem Zeitpunkt ein Niveau, welches der allgemeinen Häufigkeit von Verletzungen entspricht. Schwere Verletzungen hingegen bleiben bis zum 14. Lebensjahr unter dem kumulierten Anteil der Gesamtverletzungen (Abbildung 61). Als Fondspassagier beginnen die tödlichen Verletzungen ab dem vierten Lebensjahr unter die Linie der Verletzungen der Gesamthäufigkeit zu fallen.

Das relative tödliche Risiko von Kindern in den ersten Lebensjahren als Fondspassagier ist deutlich geringer, als jenes von Beifahrern. Allerdings steigt dieses tendenziell bis zum 14. Lebensjahr an. Gleichzeitig kann hierbei eine Zunahme der Verwendung des Erwachsenengurtes, sowie Abnahme der Kindersicherung durch einen Kindersitz beobachtet werden (vgl. Abbildung 60). [57]

Verletzungsschwere bei Kindern in PKW Frontalkollisionen (Statistik Austria 2002-2008)

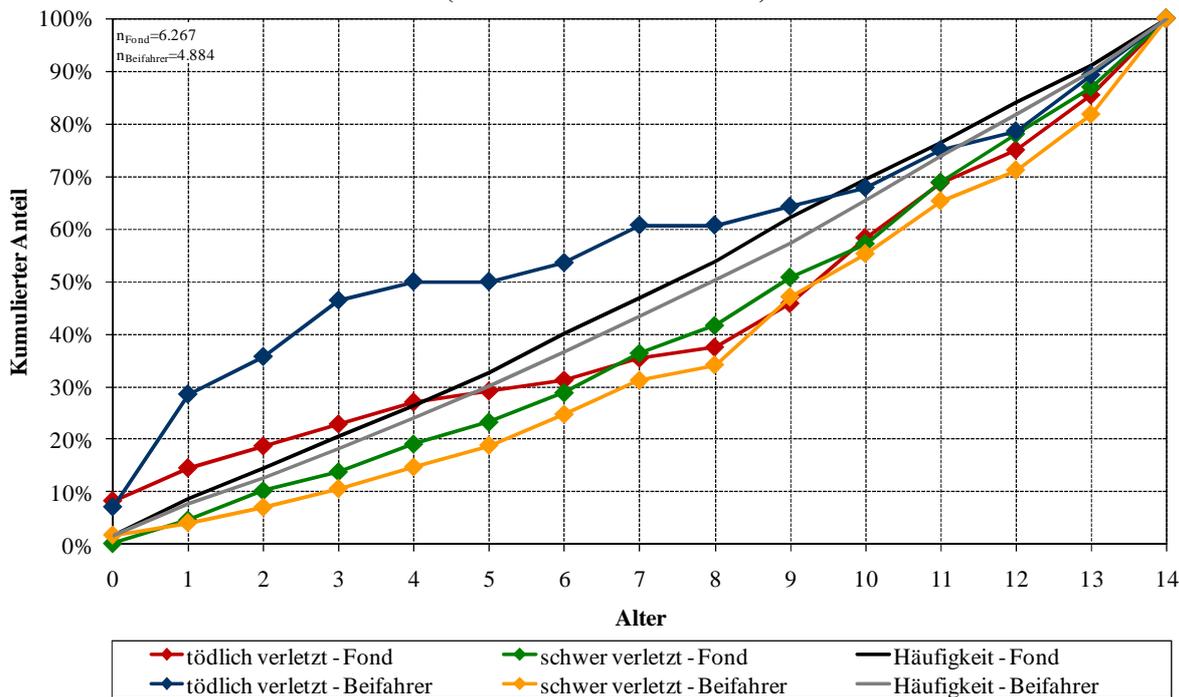


Abbildung 63: Kumulierter Anteil der Verletzungsschwere von Kindern in PKW Frontalkollisionen [58]

Relatives Risiko der Verletzungsschwere bei Kindern in PKW Frontalkollisionen (Statistik Austria 2002-2008)

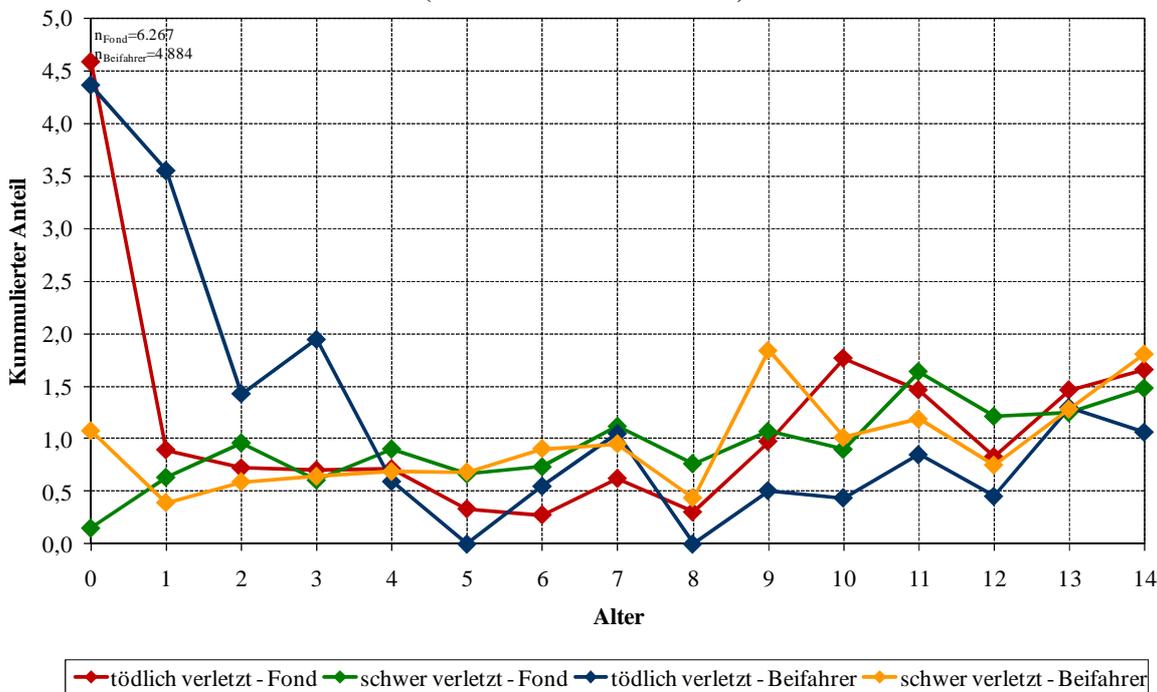


Abbildung 64: Relatives Risiko der Verletzungsschwere bei Kindern in PKW Frontalkollisionen [58]

Die Berücksichtigung der unter Punkt a) getroffenen Voraussetzungen reduziert die Opferzahl für Kinder von 157 auf 40 Tote in Unfällen im Begegnungsverkehr als PKW Insassen. Nachdem das Sample mit dem in Punkt b) genannten Filter gesichtet wurde, hat sich gezeigt, dass kein Kind unter 14 Jahren als PKW Lenker in einem Unfall im Begegnungsverkehr beteiligt war. Bei einer Überprüfung von anderen Unfalltypen wurden zumindest 24 Kinder in den Zählblättern als PKW Lenker codiert. Eine Eingrenzung der Anzahl an Insassen auf drei bis fünf nach Kriterium c) verringert die Gesamtzahl an Kinder-Fondspassagiere auf 23.

Wenn nun die gleichen Voraussetzungen für die Frontpassagiere gelten und nur PKW mit zwei Insassen analysiert werden, so kann daraus die Verletzungsschwere von Kindern als Beifahrer ermittelt werden und es ist möglich einen Vergleich zu den Fondspassagieren zu ziehen. [57]

Die Häufigkeitsverteilung tödlicher Verletzungen von Kindern in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr ist in Tabelle 29 angegeben.

Wird, wie bereits bei den einzelnen Unfalltypen, das relative Risiko tödlicher Verletzungen im Fond berechnet, so liegt dieses bei ca. 0,88 (nicht signifikant) im Gegensatz zum relativen Risiko von Kindern als Beifahrer (RTR=1,24). Bewertet werden hier die tödlichen Verletzungen zur Gesamthäufigkeit.

Bestimmt man das Quotenverhältnis, das sogenannte „Odds Ratio“ von Kindern als Beifahrer und Fondspassagieren, so sind Frontinsassen 1,42-mal mehr gefährdet als Fondspassagiere. Vergleicht man nun die Verletzungsschwere von verunglückten Kindern und der Verwendung des Erwachsenengurtes, so dreht sich das Verhältnis um. Das Odds-Ratio von 2,23 weist darauf hin, dass Kinder-Fondspassagiere – die ausschließlich mit einem Erwachsenengurt gesichert wurden - ein höheres Risiko für tödliche Verletzungen zu tragen haben, als Frontpassagiere. Diese Aussage ist jedoch nicht statistisch signifikant. [57]

Tabelle 29: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr [58]

	tödlich verletzt		verletzt		gesamt		RTR	Odds Ratio
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ		
Fondspassagiere	23	59,0%	1268	67,1%	1291	66,9%	0,88	0,71
Beifahrer	16	41,0%	622	32,9%	638	33,1%	1,24	1,42
Gesamt	39	100,0%	1890	100,0%	1929	100,0%		

Tabelle 30: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr im Fahrzeugfond (nur Erwachsenengurt) und Frontreihe (Erwachsenengurt und Airbag) [58]

	tödlich verletzt		verletzt		gesamt		RTR	Odds Ratio
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ		
Fondspassagiere	13	86,7%	858	74,5%	871	74,6%	1,16	2,23
Beifahrer	2	13,3%	294	25,5%	296	25,4%	0,53	0,45
Gesamt	15	100,0%	1152	100,0%	1167	100,0%		

Betrachtet man das Odds Ratio der Verletzungsschwere der Kinder hinsichtlich des verwendeten Rückhaltesystems, so liegt dies auch hier statistisch ungesichert bei 1,41 (Sicherheitsgurt vs. Kindersitz, Tabelle 31).

In Unfällen im Begegnungsverkehr ist die Chance tödlicher Verletzungen für Kinder, welche nur durch einen Gurt gesichert werden, höher als bei Sicherung mit einem Kindersitz. Da

hierbei die Fallzahl relativ niedrig ist, sollen noch zusätzlich die „Killed and Severe Injured“ (KSI) Verletzungen betrachtet werden. Auch für diese Verletzungsgruppe liegt das Odds Ratio über 1 und beträgt statistisch ungesichert 1,22 (Sicherheitsgurt vs. Kindersitz, Tabelle 32). Dieser Wert ist zwar niedriger, doch bedeutet die Benützung des Erwachsenengurtes eine höhere Chance schwere oder tödliche Verletzungen in einem Begegnungsunfall zu erleiden. Die Berechnung dieser Odds Ration erfolgte nach der in Kapitel 6.1 beschriebenen Methodik als Quotenprodukt von verletzten Kindern im Kindersitz und im Erwachsenengurt gegenüber tödlicher Verletzungen aus Tabelle 31 und Tabelle 32. [57]

Tabelle 31: Häufigkeitsverteilung von tödlichen Kinderverletzungen im PKW Fond hinsichtlich Rückhaltesystem bei Unfällen im Begegnungsverkehr [58]

	Airbag	Kindersitz	Sicherheitsgurt	Sicherheitsgurt u. Airbag	unbekannt	Gesamt	Odds Ratio
tödlich verletzt		2	13		8	23	0,71
verletzt	1	186	858	11	212	1268	1,41
Gesamt	1	188	871	11	220	1291	

Tabelle 32: Häufigkeitsverteilung von „Killed and Severe Injured“ Kinderverletzungen im PKW Fond hinsichtlich Rückhaltesystem bei Unfällen im Begegnungsverkehr [58]

	Airbag	Kindersitz	Sicherheitsgurt	Sicherheitsgurt u. Airbag	unbekannt	Gesamt	Odds Ratio
KSI		16	89		48	153	0,82
verletzt	1	172	782	11	172	1138	1,22
Gesamt	1	188	871	11	220	1291	

Werden abschließend nur Verkehrsunfälle betrachtet wo Kinder unter 14 einen Kindersitz benützten, so konnte festgestellt werden, dass hierbei das älteste Kind drei Jahre alt war. Aus den Daten geht hervor, dass dabei sechs Kinder tödlich verunglückten. Der Unabhängigkeitstest nach Fisher zeigt in einem Vertrauensbereich von 95% einen nicht signifikanten Unterschied ($p=0,06$) zwischen Fondsinsassen und Beifahrer. Es ist allerdings ein Trend zu geringerer Verletzungsschwere für Fondsinsassen zu erkennen. [57]

Tabelle 33: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr bei Benützung des Kindersitzes [58]

	tödlich verletzt		verletzt		gesamt		RTR	Odds Ratio
Fondsinsassen	2	33,3%	186	71,5%	188	70,7%	0,47	0,20
Beifahrer	4	66,7%	74	28,5%	78	29,3%	2,27	5,03
Gesamt	6	100,0%	260	100,0%	266	100,0%		

6.2.2 Internationale Datenanalyse - FARS

Wie am Anfang des Kapitels erwähnt ist der Zugang zu den Rohdaten zur Erstellung individueller Auswertungen europäischer Datenbanken nur einigen wenigen Organisationen vorbehalten. Im Gegensatz dazu sind in den USA Daten öffentlich zugänglich und individuelle Auswertungen können selbstständig durchgeführt werden. So wurde bereits 1975 die Datenbank FARS - Fatality Analysis Reporting System entwickelt und seither werden jährlich etwa 40.000 Verkehrsunfälle mit tödlichem Ausgang gespeichert.

Für diese Studie macht eine Auswertung makroskopischer Daten keinen Sinn, wenn die spezielle Unfallkonstellation nicht explizit adressiert werden kann. Ein internationaler Vergleich kann im Prinzip nur mit der FARS geschaffen werden. [59]

Die für die Auswertung der nationalen Statistik getroffenen Annahmen und Voraussetzungen (siehe Kapitel 6.2.1, Annahmen und Voraussetzungen) gelten zur Vergleichbarkeit auch für die Daten der FARS. [59]

Annahmen und Voraussetzungen:

- a) Frontalkollisionen von Personenkraftwagen
- b) nur Insassen ohne Lenker
- c) Auswertungen nach Sitzreihe und -position ist aus den Daten möglich.
- d) Kinder bis 14 Jahren

Bei einer Häufigkeit an tödlichen Kinderverletzungen in Frontalkollisionen in den USA von etwa einem Viertel, ist fast ein Drittel davon auf der Beifahrerseite. Wie bereits aus den nationalen Daten zu erkennen war, ist das Risiko für Kinder als Beifahrer tödlich zu verunglücken höher als im Fond. Die Auswertungen der Unfälle der FARS zeigen ein ähnliches Bild. Kinder am Beifahrersitz haben eine um 1,63 höhere Chance tödliche Verletzungen zu erleiden als Kinder im Fond. Die Ergebnisse sind statistisch höchst signifikant ($p=0,000$).

Statistisch gesichert ist die höhere Chance am Beifahrersitz tödlich zu verunglücken, sofern nur der Erwachsenengurte benützt wurde. [59]

Verletzungsschwere von Kindern in Frontalkollisionen (FARS 2004-2008)

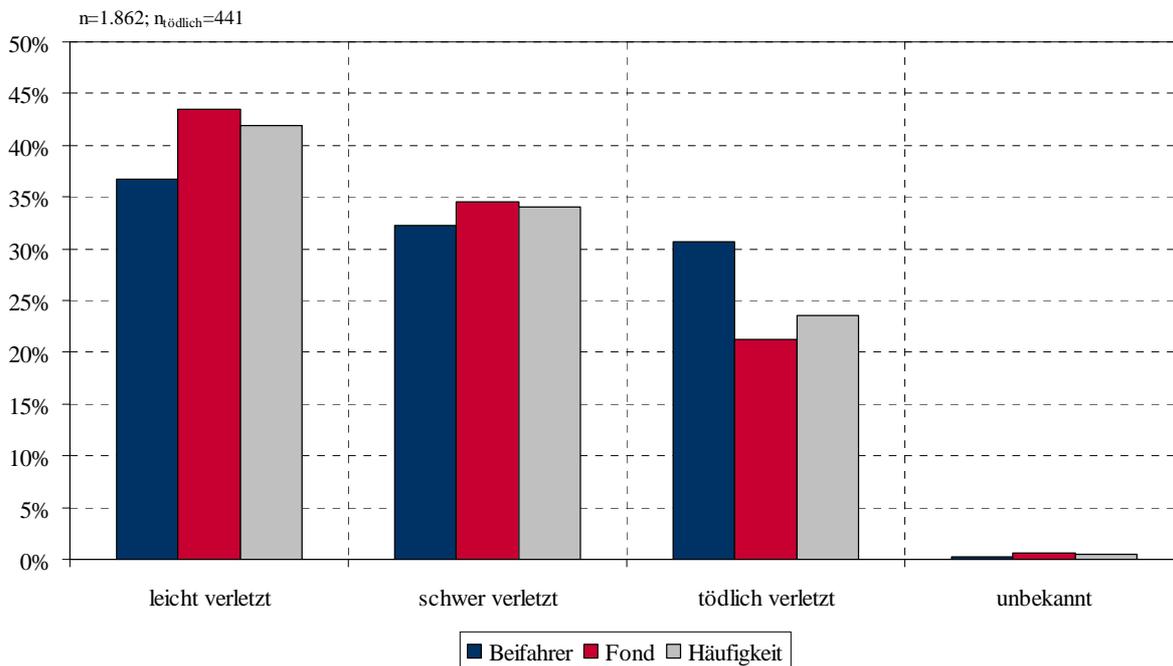


Abbildung 65: Verletzungsschwere von Kindern in Frontalkollisionen [60]

Tabelle 34: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr [60]

	tödlich verletzt		verletzt		gesamt		RTR	Odds Ratio
	Anzahl	Anteil (%)	Anzahl	Anteil (%)	Anzahl	Anteil (%)		
Fondsinsassen	303	68,7%	1.111	78,1%	1.414	75,9%	0,9	0,61
Beifahrer	138	31,3%	310	21,8%	448	24,1%	1,3	1,63
Gesamt	441	100,0%	1.421	100,0%	1.862	100,0%		

Tabelle 35: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr bei Sicherung mit dem Erwachsenengurt [60]

	tödlich verletzt		verletzt		gesamt		RTR	Odds Ratio
	Anzahl	Anteil (%)	Anzahl	Anteil (%)	Anzahl	Anteil (%)		
Fondsinsassen	77	55,0%	427	65,5%	504	63,6%	0,88	0,64
Beifahrer	63	45,0%	225	34,5%	288	36,4%	1,24	1,55
Gesamt	140	100,0%	648	100,0%	792	100,0%		

6.3 Mikroskopische - „In-Depth“ Analyse

Für die gegenständliche statistische Auswertung liegt ein Verkehrsunfall mit tödlichen Verletzungen von Kindern im PKW Fond zu Grunde. Aus der spezifischen Unfallkonstellation sollen auch hier die Verletzungen in Bezug zur Körperregion dargestellt und mit vorhandenen Daten verglichen werden. Insbesondere die Frage nach Verletzungsmustern soll beantwortet werden.

Statistische Auswertung mit folgenden Einschränkungen:

- Frontalkollision mit 100% Überdeckung
- Verletzungsschwere von Kindern im Fahrzeugfond (Personenkraftwagen)
- Benützung von Kindersitzen, Sitzpolster oder Erwachsenengurt

Durch die Zugangsbeschränkung der Daten im Vereinigten Königreich besteht keine Möglichkeit diese Verkehrsunfälle auszuwerten. Auch sind auf Grund der spezifischen Fragestellung keine frei zugänglichen Auswertungen vorhanden.

Es bleiben für eine weitere Betrachtung die Unfalldaten aus PENDANT, ZEDATU und GIDAS übrig, um Verletzungsmuster aufzuzeigen. Im Gegensatz zur nationalen Statistik sind bei einer Auswertung der ZEDATU keine Annahmen notwendig. Der Insasse ist beispielsweise genau einem Sitzplatz zugeordnet. In der nationalen Statistik musste über Umwege (siehe Kapitel 6.1 Absatz Annahmen und Voraussetzungen) die Sitzreihe dem Insassen zugeordnet werden.

6.3.1 PENDANT

In diesem EU Projekt wurden von acht EU Ländern 1.100 Verkehrsunfälle gesammelt und in einer Datenbank gespeichert. Dabei waren maximal 10% Fußgängerunfälle dabei und insgesamt sollten mindestens 20% der Fälle eine Verletzungsschwere von AIS 3+ aufweisen. [61]

Tabelle 36: Unfallsample im PENDANT Projekt [61]

	Accidents	Vehicles	Occupants
Austria	75	152	229
Finland	80	126	153
France	132	201	296
Germany	171	328	424
Netherlands	175	326	235
Spain	127	197	232
Sweden	150	264	355
UK	200	290	445
Total	1110	1884	2370

Eine Plausibilitätsprüfung ergab unvollständige und fehlerhafte Dateneingabe durch einzelne Projektpartner. Insbesondere wurden die Daten von Kindern überprüft. War das Kind jünger als ein Jahr, so konnten 34 Fälle identifiziert werden, in welchen keine weiteren Daten vorhanden waren. Bei 30 Fällen wurde ein Fehlen von weiteren Informationen bei den Daten vom Team aus den Niederlanden gefunden. Eine genaue Betrachtung ergab jedoch, dass diese Daten für Frontalkollisionen nicht relevant sind und somit für eine Auswertung verwendet werden können.

Insgesamt ist besonders für das niederländische Team eine mangelhafte Codierung von Verletzungen nachzuweisen. Mehr als 63% der Fälle sind davon betroffen.

Eine quantitative Aussage kann mit diesen Daten nicht getroffen werden, jedoch ist eine qualitative Angabe sehr wohl möglich.

Dies deshalb, weil die Datenaufnahme insgesamt trotzdem mit äußerster Sorgfalt durchgeführt wurde. [61]

Sofern die Auswertungen Frontalkollisionen mit voller Überdeckung entsprechen sollen, dann werden die Fallzahlen sehr klein und eine Auswertung besonders für Kinderverletzungen nicht mehr sinnvoll. Im Folgenden sind somit nur PKW Frontalkollisionen unabhängig von der Überdeckung betrachtet.

Grundsätzlich sind in dieser Datenbank Kinder in Frontalkollisionen weniger gefährdet als über 14-jährige. Das Odds Ratio liegt bei 0,64 ($p=0,76$; statistisch nicht signifikant).

Frontinsassen haben eine höher Chance (Odds Ratio = 3,64) tödlich verletzt zu werden als Fondinsassen ($p=0,41$; statistisch nicht signifikant).

Es muss aber darauf hingewiesen werden, dass es sich bei dem Sample um selektierte Unfalldaten handelt und eine Repräsentativität in Bezug zu den nationalen Statistiken nicht gegeben ist. [61]

Tabelle 37: Häufigkeitsverteilung von Verletzungen in PKW Frontalkollisionen bezogen auf Alter [61]

	tödlich verletzt		verletzt		gesamt		RTR	Odds Ratio
	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil		
unter 14 Jahre	2	5,7%	37	3,7%	39	5,5%	0,67	0,64
über 14 Jahre	52	94,3%	614	96,3%	666	94,5%	1,02	1,57
Gesamt	54	100,0%	651	100,0%	705	100,0%		

Tabelle 38: Häufigkeitsverteilung von Verletzungen in PKW Frontalkollisionen bezogen auf die Sitzreihe [61]

	tödlich verletzt		verletzt		gesamt		RTR	Odds Ratio
	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil		
Fondsinsasse	2	5,7%	80	3,7%	82	5,5%	0,32	0,27
Beifahrer	52	94,3%	571	96,3%	623	94,5%	1,09	3,64
Gesamt	54	100,0%	651	100,0%	705	100,0%		

Tabelle 39: Häufigkeitsverteilung von Verletzungen in PKW Frontalkollisionen bezogen auf die Sitzreihe von unter 14jährigen [61]

	tödlich verletzt		verletzt		gesamt		RTR	Odds Ratio
	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil		
Fondsinsasse	1	50,0%	29	78,4%	30	76,9%	0,65	0,28
Beifahrer	1	50,0%	8	21,6%	9	23,1%	2,17	3,63
Gesamt	2	100,0%	37	100,0%	39	100,0%		

Die am häufigsten betroffene Körperregion (sämtliche individuelle Verletzungen sind berücksichtigt) bei Kindern im Fahrzeugfond ist der Thorax. Die oberen Extremitäten sind an zweiter Stelle. Betrachtet man die Häufigkeitsverteilung, so kann man ein erhöhtes Risiko für Thorax und Abdomenverletzungen ablesen. Im Vergleich zu den Frontinsassen besteht bei den Insassen auf der Rückbank eine höhere Chance an Thorax- (Odds Ratio = 1,38) und Abdomenverletzungen (Odds Ratio = 1,61) bezogen auf die Gesamthäufigkeit der maximalen Verletzungsschwere.

In der Tabelle 40 sind Verletzungen des Brustraums und Unterleibs von Fondsinsassen, insbesondere jene der Kinder, deutlich häufiger als jene von Beifahrern. Dabei sind Brustraumverletzungen von Fondsinsassen 1,38-mal und Abdomenverletzungen 1,61-mal häufiger. Aber auch die Wirbelsäule ist bei Fondsinsassen öfter betroffen. Hingegen sind Gesichtsverletzungen von Fondsinsassen deutlich weniger oft betroffen, als bei Beifahrern. [61]

**Verletzungshäufigkeit der Körperregionen von Kinderinsassen in PKW-
Frontalkollisionen (PENDANT)**

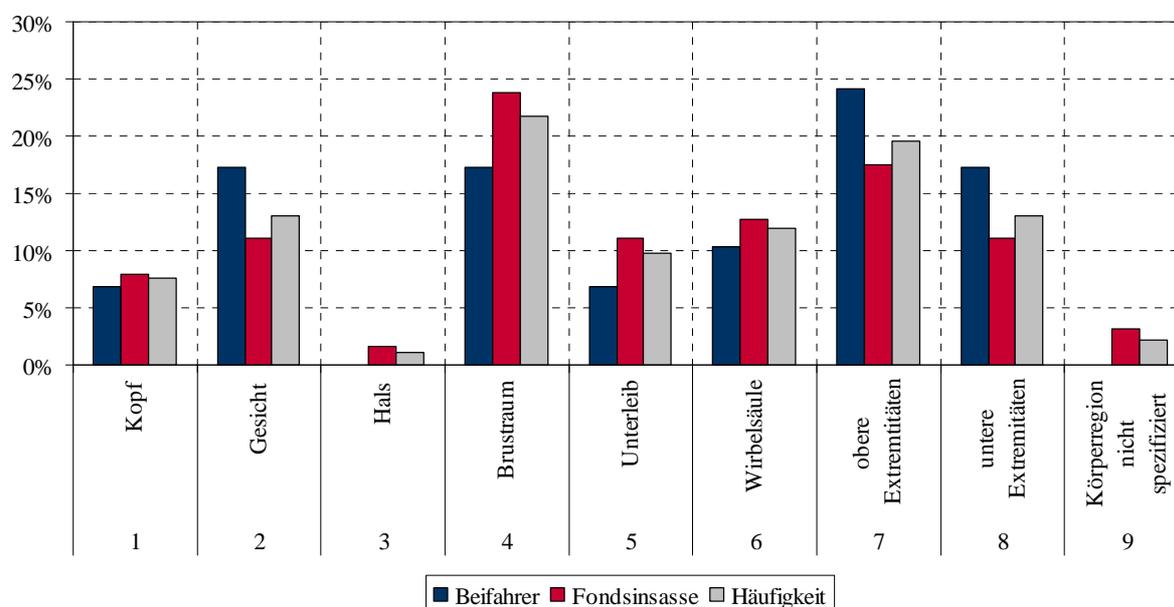


Abbildung 66: Häufigkeitsverteilung von Verletzungen nach Körperregion bei Kindern [61]

Tabelle 40: Häufigkeitsverteilung von Verletzungen nach Körperregion [61]

	Beifahrer		Fondsinsasse		gesamt	
	<14	>14	<14	>14	<14	>14
Kopf	6,9%	9,2%	7,9%	13,8%	7,6%	9,6%
Gesicht	17,2%	10,7%	11,1%	14,5%	13,0%	11,0%
Haals	0,0%	2,5%	1,6%	1,4%	1,1%	2,4%
Brustraum	17,2%	18,0%	23,8%	18,1%	21,7%	18,0%
Unterleib	6,9%	6,0%	11,1%	5,8%	9,8%	6,0%
Wirbelsäule	10,3%	15,2%	12,7%	13,8%	12,0%	15,1%
obere Extremitäten	24,1%	19,0%	17,5%	15,2%	19,6%	18,7%
untere Extremitäten	17,2%	16,9%	11,1%	16,7%	13,0%	16,9%
Körperregion nicht näher spezifiziert	0,0%	2,5%	3,2%	0,7%	2,2%	2,3%
Gesamt	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

6.3.2 ZEDATU

In tödlichen Verkehrsunfällen der ZEDATU haben Kinder am Beifahrersitz ein relatives tödliches Risiko von 1,96 im Fond lediglich ein RTR von 0,64. Vergleicht man die Chancen (Odds Ratio) in Folge eines Verkehrsunfalls zu sterben, so liegt die Odds Ratio für Kinder am Beifahrersitz bei 6,7 ($p=0,02$; statistisch signifikant). Das heißt, Kinder am Beifahrersitz haben eine 6,7-fach höhere Chance in einem Verkehrsunfall verletzt zu werden als Kinder im Fahrzeugfond. Unberücksichtigt bleiben hierbei Kollisionsgeschwindigkeiten, Fahrzeualter, Typ des Rückhaltesystems etc. da ansonsten die Anzahl an möglichen Fällen für die Auswertung zu gering wird. [52]

Tabelle 41: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen [52]

	tödlich verletzt		verletzt		gesamt		RTR	Odds Ratio
	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil		
Fondsinsassen	6	46,2%	23	85,2%	29	72,5%	0,64	0,15
Beifahrer	7	53,8%	4	14,8%	11	27,5%	1,96	6,71
Gesamt	13	100,0%	27	100,0%	40	100,0%		

Verletzungsschwere bei Kindern - Beifahrer im Vergleich zu Fondsinsassen
(ZEDATU 2003)

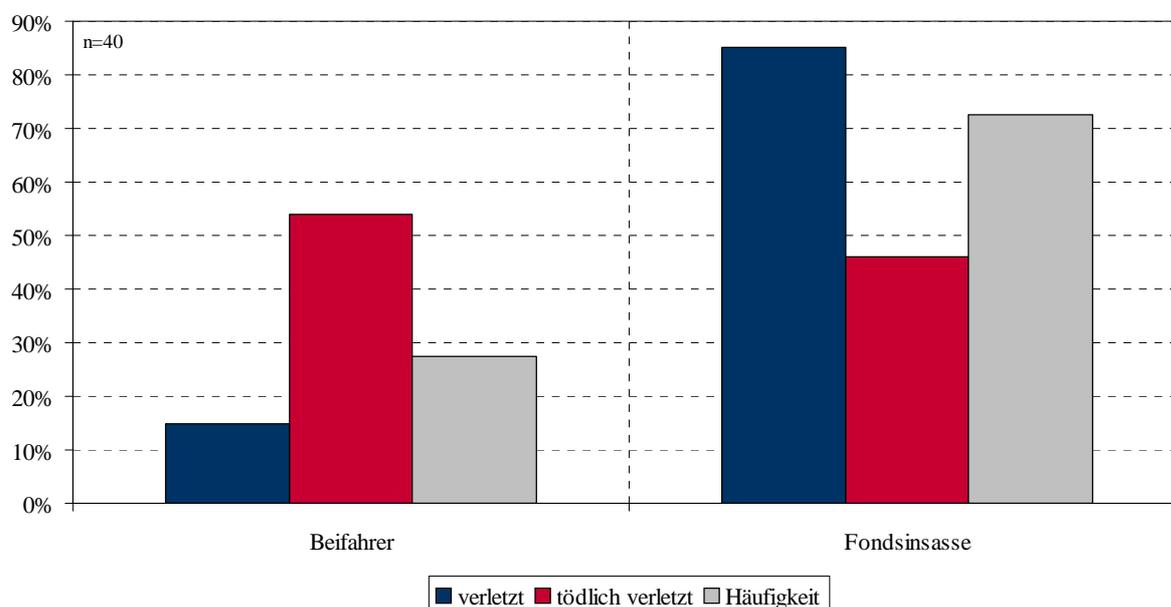


Abbildung 67: Verletzungsschwere von Kindern in PKW-Frontalkollisionen [52]

Vergleicht man nun die Verletzungen hinsichtlich der Körperregionen, so kann auch aus den Daten der ZEDATU ein ähnliches Bild wie aus der Analyse der PENDANT Daten gewonnen werden. Insbesondere sind aber hier die Thoraxverletzungen von Kindern hervorzuheben. Bezogen auf die Verletzungshäufigkeit ist ein erhöhtes Risiko zu erkennen, allerdings auch gegenüber den Frontinsassen (12,5%) haben Thoraxverletzungen (23,5%) eine fast zweifach so hohe Bedeutung (siehe Tabelle 42). [52]

Kinderverletzungen im PKW-Fond in PKW-Frontalkollisionen bezogen auf die Körperregion (ZEDATU 2003)

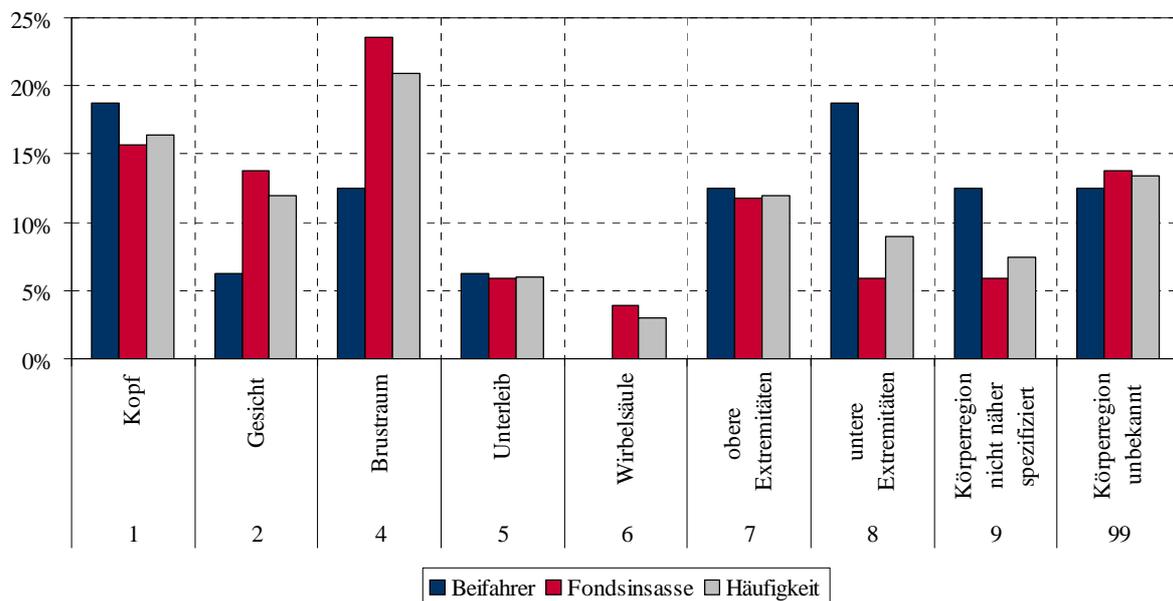


Abbildung 68: Verletzungen von Kindern im PKW Fond bei Frontalkollisionen bezogen auf die Körperregion [52]

Tabelle 42: Häufigkeitsverteilung von Verletzungen nach Körperregion [52]

	Beifahrer		Fondsinasse		gesamt	
	<14	>14	<14	>14	<14	>14
Kopf	18,8%	16,0%	15,7%	6,0%	16,4%	15,0%
Gesicht	6,3%	5,4%	13,7%	4,8%	11,9%	5,4%
Hals	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%
Brustraum	12,5%	18,2%	23,5%	18,1%	20,9%	18,2%
Unterleib	6,3%	6,1%	5,9%	7,2%	6,0%	6,2%
Wirbelsäule	0,0%	9,4%	3,9%	14,5%	3,0%	9,9%
obere Extremitäten	12,5%	11,7%	11,8%	13,3%	11,9%	11,8%
untere Extremitäten	18,8%	19,7%	5,9%	27,7%	9,0%	20,5%
Körperregion nicht näher spezifiziert	12,5%	9,1%	5,9%	2,4%	7,5%	8,4%
Körperregion unbekannt	12,5%	4,5%	13,7%	6,0%	13,4%	4,6%
Gesamt	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

6.3.3 GIDAS

In die Auswertung von Kinderunfällen der GIDAS werden die Unfalljahre 1999 bis 2008 betrachtet. Insgesamt konnten hierbei 17.771 Verkehrsunfälle der Regionen Dresden und Hannover vom Unfallheberhebungsteam bearbeitet werden. Als Kriterien für die Studie wurde die Frontalkollision von PKW-PKW Unfällen mit einer Überdeckung von 100% definiert. Aus 9.815 Insassen (ohne Lenker) der 21.106 beteiligten PKW reduzierte sich die Zahl auf 985 Erwachsene und 137 Kinderinsassen (<15 Jahre).

Unter Berücksichtigung einer Kollisionsschwere wird die höhere Verletzungsschwere als Fondsinssasse deutlich. Bei einer kollisionsbedingten Geschwindigkeitsänderung Δv von größer 50 km/h sind bei Erwachsenen die relativen Zahlen von MAIS 3+ Verletzungen mehr als doppelte so hoch. MAIS 3+ Verletzungen lagen bei Kindern am Beifahrersitz keine vor, hingegen sind bei einem Δv von 50 km/h hierbei bereits 17% der Kinderverletzungen MAIS 3+. [48]

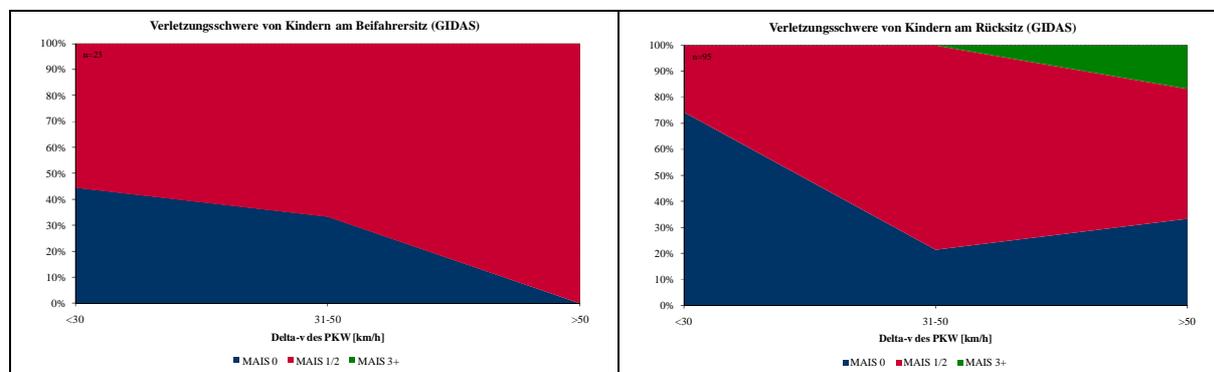


Abbildung 69: Verletzungsschwere von Kindern als Beifahrer und am Rücksitz [48]

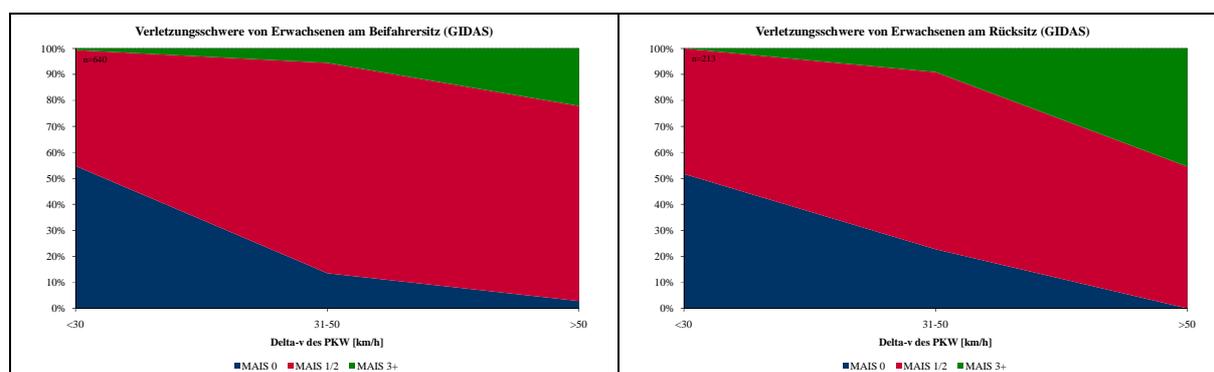


Abbildung 70: Verletzungsschwere von Erwachsenen als Beifahrer und am Rücksitz [48]

Wird die Verletzungsschwere von erwachsenen Insassen in Frontalkollisionen betrachtet, so zeigt sich eine höhere Odds Ratio (OR=1,6) für Beifahrer als für Fondspassagiere (Tabelle 43). Die Unterschiede sind allerdings nicht signifikant ($p=0,095$). Als Rückhaltesysteme werden hierbei im Fahrzeugfond nur drei- bzw. zwei-Punkt Gurte sowie auf den Vordersitzen der Airbag in die Auswertung mit einbezogen. Hingegen sind unter den gleichen Voraussetzungen Kinder auf der Rückbank einem deutlich höheren Risiko ausgesetzt (OR=2,3; $p=0,64$ - Tabelle 44). Kinder in Kindersitzen haben im Vergleich mit dem Erwachsenengurt ein deutlich niedrigeres Risiko (Tabelle 45).

Tabelle 43: Häufigkeitsverteilung von Insassenverletzungen (>14) in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr bei Sicherung mit dem Erwachsenengurt [48]

	tödlich verletzt		verletzt		gesamt		RTR	Odds Ratio
	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil		
Fondsinssassen	17	13,0%	90	20,3%	107	18,6%	0,70	0,62
Beifahrer	88	67,2%	288	65,0%	376	65,5%	1,03	1,62
Gesamt	105	80,2%	378	85,3%	483	84,1%		

Tabelle 44: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr bei Sicherung mit dem Erwachsenengurt [48]

	KSI		verletzt		gesamt		RTR	Odds Ratio
Fondsinsassen	4	3,1%	16	3,6%	20	3,5%	0,88	2,25
Beifahrer	1	0,8%	9	2,0%	10	1,7%	0,44	0,44
Gesamt	5	3,8%	25	5,6%	30	5,2%		

Tabelle 45: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr bei Sicherung mit dem Erwachsenengurt vs. Kindersitz [48]

	KSI		verletzt		gesamt		RTR	Odds Ratio
Kindersitz	4	3,1%	22	5,0%	26	4,5%	0,67	0,7
Erwachsenengurt	4	3,1%	16	3,6%	20	3,5%	0,88	1,4
Gesamt	8	6,1%	38	8,6%	46	8,0%		

6.4 Zusammenfassung

Der Ursprung dieser statistischen Auswertung liegt in einem aktuellen tödlichen Verkehrsunfall, in welchem bei einem Frontalzusammenstoß die auf der Rückbank mitfahrenden Kinder tödlich verletzt wurden. Derartige Unfälle, als Unfälle im Begegnungsverkehr klassifiziert, stellen in Österreich bezogen auf die Verletzungsschwere den riskantesten Unfalltyp dar. In die statistische Auswertung sind Daten der nationalen Statistik und der Unfalldatenbank ZEDATU eingebracht worden. Als internationale Datengrundlagen wurde die FARS und PENDANT Datenbank analysiert.

Wie der Verlauf der Verwendung von Kindersitzen auch ganz deutlich gezeigt hat, nimmt dieser kontinuierlich bis zum zwölften Lebensjahr ab. Gleichzeitig nimmt der Anteil des Erwachsenengurtes zu. Obwohl sich grundsätzlich Kinder auf einem Kindersitz befinden müssten, verwenden viele nur den 3-Punkt Gurt bzw. bei älteren Fahrzeugen kann am mittleren Sitz der Rückbank noch der Beckengurt (2-Punkt-Gurt) im Einsatz sein.

Aus der nationalen Statistik kann das geringere Risiko als Fondsinsasse tödlich zu verunglücken statistisch gesichert nachgewiesen werden. Dabei liegt das OR bei 2,41, was nun bedeutet, dass die Frontinsassen auf jeden Fall ein 2,4 fach höhere Chance haben tödlich zu verunglücken. Hierbei wurden die dem gegenständlichen Verkehrsunfall entsprechenden Einschränkungen getroffen: Als Frontinsassen sind zwei Erwachsene mit Sicherheitsgurt und Airbag gesichert und im Fonds befinden sich drei Kinder nur durch den Drei bzw. Zwei-Punkt-Gurt geschützt. Es konnte durchwegs auch aus den weiteren vorhandenen Datenbanken das höhere Risiko des Beifahrers nachgewiesen werden. Zu ähnlichen Ergebnissen kommt die Auswertung von Unfalldaten der GIDAS. Der erwachsenen Beifahrer hat ein um 1,6 fach höheres Risiko getötet zu werden als der Fondsinsasse. Werden hingegen Kinder nur mit dem 3-Punkt bzw. Zwei-Punkt-Gurt gesichert, so haben diese als Fondspassagiere ein 2,3 fach höheres Risiko tödlicher Verletzungen.

Der direkte Vergleich von Kinderverletzungen der nationalen Statistik im Fahrzeugfonds gegenüber Beifahrern zeigte ebenso ein 2,23 fach höheres Risiko als Fondsinsasse verletzt zu werden. Dabei wurden nur Kinderinsassen verglichen, welche ausschließlich mit dem 3-Punkt Gurt geschützt waren.

Die Gegenüberstellung ist statistisch nicht gesichert, doch ist eine Tendenz Richtung höherer Gefährdung von Kindern im Fahrzeugfonds durch den 3-Punkt Gurt zu erkennen.

Kinder in den dafür vorgesehenen Kindersitzen haben ein weitaus geringeres Risiko tödlich zu verunglücken, als Kinder im 3-Punkt Gurt. Auch ist ein Trend zu geringere Verletzungsschwere für Kinder auf Kindersitzen im Fahrzeugfond zu erkennen.

Sowohl die Daten der ZEDATU als auch jene vom Projekt PENDANT haben gezeigt, dass das relative Risiko einer Thoraxverletzung bei Kindern auf der Rückbank höher ist, als bei anderen Körperregionen.

7 MEHRSKÖRPERSIMULATIONSMODELL

Der Versuchsträger wird als Kette starrer Körper nachgebildet. Die Einzelkörper sind über Gelenke miteinander verbunden (z.B. Translationsgelenken, Kugelgelenken – aber auch Gelenken, die keine der sechs Freiheitsgrade einschränkt). Für jeden Einzelkörper müssen die Schwerpunktslage, die Masse und die Trägheitsmomente definiert werden. Den Einzelköpern können auch Geometrien zugewiesen werden, die im Allgemeinen nicht verformbar sind. Für heute gängige Mehrkörpersimulationsmodelle existieren eine Vielzahl an Möglichkeiten, dieses Massepunktsystem mit zusätzlichen Eigenschaften und Funktionen zu erweitern (z.B.: Reibungsmodelle, Kontaktdefinitionen und Integration einer FEM (Finite Elemente Methode)-Berechnung) [62]

Der erste Schritt, um eine komplexe Problemstellung zu erfassen, ist die Erzeugung von Massepunkten bzw. Bauteilen. 3D-CAD Geometrien können importiert werden. Aus der Geometrie in Kombination mit der Dichte errechnet das Mehrkörpersimulationsprogramm die Trägheitsgrößen die dem Körper zugewiesen werden können (andernfalls werden die Werte übernommen, die vom Benutzer vorgegeben werden). Anschließend werden die einzelnen Bauteile ihrer Kinematik entsprechend mit Gelenken verbunden, denen z.B. Einschränkungen hinsichtlich der Freiheitsgrade oder Oberflächenkontakte zueinander auferlegt werden können. [62]

Die große Herausforderung der numerischen Simulation besteht darin, Realversuche teilweise oder, wenn möglich, ganz zu ersetzen, da Versuche oftmals zeitaufwendig, teuer und schwer reproduzierbar sind. [63]

Das Ziel der Mehrkörpersimulation liegt nicht in einer exakten und absoluten Aussage, vielmehr, soll die Mehrkörpersimulation Auskunft über relative Änderungen des Modellverhaltens infolge von Parametervariationen geben. [64]

Im Gegensatz zu herkömmlichen Mehrkörpersimulationsprogrammen spielen in MADYMO (MAThematical DYNAMIC MOdelling) Kontaktabfragen eine entscheidende Rolle, da die, in den Crashversuchen verwendeten Dummies Kontakt zum Gurt, zum Airbag, zum Sitz und in ungünstigen Fällen auch zu Teilen des Fahrzeuginnenraumes (z.B.: Armatur oder Lenkrad) haben können. Deshalb wird den starren Massenkörpern in MADYMO im Allgemeinen eine starre Oberfläche zugeordnet. Kommt es zu Durchdringungen zweier Oberflächen, führt dies zu Kräften zwischen den jeweiligen Körpern, welche auch als Messgrößen zur Verfügung stehen. D.h. die Eindringung zweier Oberflächen ist notwendig, um überhaupt Kontaktkräfte generieren zu können. [65]

Ziel der Berechnung mit MADYMO ist die Auslegung von Rückhaltesystemen, durch die Variation von Parametern wie Zündzeitpunkten von Gurtstraffern und Airbag, Kraftniveau von Gurtkraftbegrenzern und dergleichen. [65]

Die Erstellung des Mehrkörpersimulationsmodells in MADYMO basiert zum einen auf den Ergebnissen der Unfallrekonstruktion mittels PC-Crash, zum anderen auf der Vermessung und Erstellung des Fahrzeugfonds mittels CAD (Computer Aided Design).

MADYMO hat den Vorteil einer einfachen Modellerstellung. Außerdem stehen bereits viele Dummies als Modell zur Verfügung.

Die Dummies, die bei der Simulation zum Einsatz kommen, entsprechen denen, die beim Experiment verwendet werden. Nur so ist es möglich, die Simulation mit Hilfe des Experimentes zu validieren.

Nach Auswahl entsprechender Dummies werden diese in Anlehnung an die Einsatzprozedur nach Euro NCAP im Fahrzeug auf der Rückbank in Kindersitzen bzw. auf der Rückbank selbst positioniert. Das Fahrzeug wird anschließend mit jenem Crashpuls beaufschlagt, welcher im Experiment am Mitteltunnel gemessen wurde.

7.1 Wahl geeigneter Dummies

Mit Hilfe des gerichtlichen Gutachtens konnten neben Größe und Gewicht der Fahrzeuginsassen auch deren Sitzposition eruiert werden (siehe Abbildung 71 und Abbildung 72).

Zusätzliches Augenmerk gilt der Instrumentierung, den Messstellen der anthropometrischen Testpuppen und den angewandten Belastungsgrenzwerten. Angesichts dieser Voraussetzungen wurden folgende Dummies für den Versuch und somit auch für das Mehrkörpersimulationsmodell gewählt:

Fahrer: HIII, 50% Mann 175 cm, 78 kg
Beifahrer: HIII, 5% Frau 152 cm, 54 kg
Kind hinten rechts: HIII, 5% Frau 152 cm, 54 kg
Kind hinten Mitte: P10 137,6 cm, 32 kg
Kind hinten links: HIII, 6 Jahre 114 cm, 23.4 kg

Abbildung 71: Angaben zu den Insassen
[44]

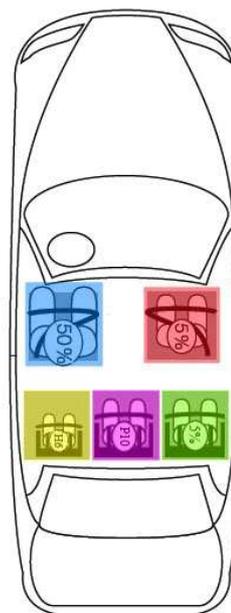


Abbildung 72: Sitzposition der einzelnen Insassen
[44]

7.1.1 Dummies in Madymo

Da in der Mehrkörpersimulation nur der Fahrzeugfond und primär dessen Rückhaltesysteme von Relevanz sind, werden auch nur der HIII 5% Frau-, der TNO P10- und der HIII 6year – Dummy benötigt. Diese sind in der verwendeten Version von MADYMO bereits verfügbar.

HIII 5% Frau:



- Entspricht dem gängigen HIII 50% Mann Facet-Modell mit veränderter Skalierung.
- Das Facet-Modell hat die gleiche Mehrkörperstruktur wie das Ellipsoid-Modell, besteht aber aus doppelt so vielen Einzelkörpern. Die Ausgangssignale sind detaillierter als jene des Ellipsoid-Modells und weisen eine bessere Oberfläche auf.

Abbildung 73: HIII 5% Frau Facet - Modell [66]

Da das Facet-Modell in der verwendeten Madymo Version für den TNO P10 und den HIII 6 year nicht existiert, kommen Ellipsoid-Modelle zum Einsatz.

TNO P10:



- Zum Testen von Kinderrückhaltesystemen in der ECE-R44 Norm.
- Thorax besteht aus einem einzigen Körper – Brusteindrücke daher nicht messbar. [66]

Abbildung 74: TNO P10 Ellipsoid Modell [66]

HIII 6 year:

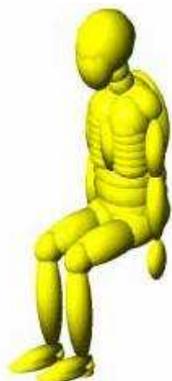


Abbildung 75: HIII 6year Ellipsoid Modell [66]

- Ursprünglich für Airbag und Out-of-Position Untersuchungen von Kinderrückhaltesystemen entwickelt.
- Basiert auf dem gängigen HIII 50% Mann

7.1.2 Instrumentierung und Grenzwerte

Tabelle 46 gibt Aufschluss über die Instrumentierung der einzelnen Dummies nach Körperregionen. Jedoch haben nur jene Messwerte eine Relevanz, denen auch ein jeweiliger Grenzwert gegenübergestellt werden kann. Dieser repräsentiert wie bereits erwähnt den Zusammenhang zwischen der Messung und der Wahrscheinlichkeit einer Verletzung. Für den HIC_{36} des HIII 50% Mann Dummies sei dieser Zusammenhang in unten stehender Abbildung noch einmal verdeutlicht. In der FMVSS 208 Norm kommt der Grenzwert von 1000 für den HIC_{36} zur Anwendung. Dieser Wert entspricht mit einer Wahrscheinlichkeit von 50% einer AIS 3 codierten Verletzung (vgl. Abbildung 76).

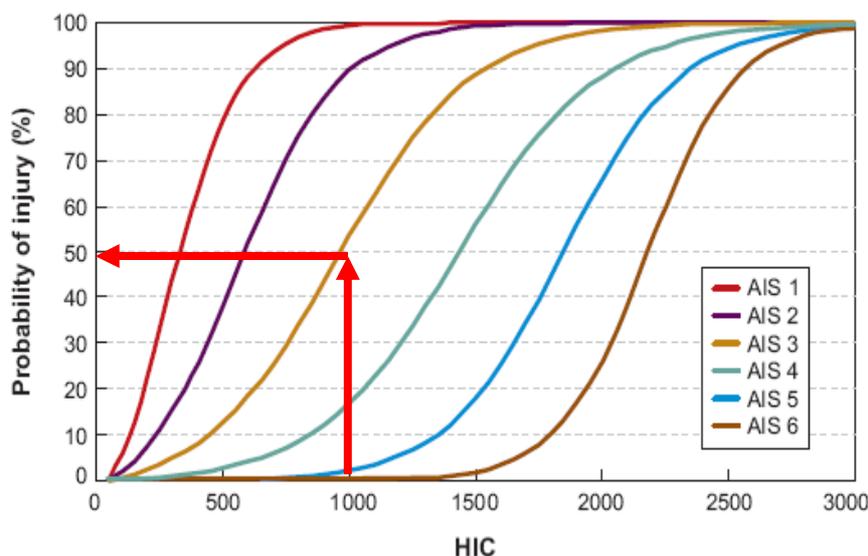


Abbildung 76: Verletzungswahrscheinlichkeit als Funktion vom HIC [30]

Tabelle 46: Instrumentierung und Grenzwerte verwendeter Dummies [44]

		Dummy			(im Versuch)		
		HIII 6 year		HIII 5%	HIII 50%	TNO P10	
Körperregionen	Messkanäle	FMVSS 208	FMVSS 213	FMVSS 208	FMVSS208	ECE R44	NPACS
Kopf	HIC15	700		700	700		
	HIC36		1000		1000		
	Verlag horiz.[mm]					550	
	Verlag vert.[mm]					80	
	$a_{res.3ms}$ [g]		60				105
Nacken	N_{ij}	1		1	1		
	Zug/Druck: F_{zkrit} [N]	2800		4287	6806		
	Zug/Druck: F_{zkrit} [N]	2800		3880	6160		
	Beugung: M_{ykrit} [Nm]	93		155	310		
	Streckung: M_{ykrit} [Nm]	37		67	135		
Brust	$a_{res.3ms}$ [g]	60		60	60	55	
	a_{z3ms} [g]						
	s_{max} [mm]	40		52	63		
	v_c [m/s]	1		1	1		
	Kräfte						
	Momente						
Becken	$a_{res.3ms}$ [g]						
Obersch.	Kräfte (3 Achsen)			6800	10200		
	Momente (3 Achsen)						
Knie	Knie-Verschiebung						
Untersch.	Schienbeinkräfte						
	Schienbeinmomente						
Fußgelenk	Kräfte (3 Achsen)						
	Momente (3 Achsen)						
Zehen	Kraft in z-Richtung						
Gurtkräfte	$F_{Schultergurt}$ [kN]	3-7kN	3-7kN	3-7kN	3-7kN		
	$F_{Beckengurt}$ [kN]	3-7kN	3-7kN	3-7kN	3-7kN	3-7kN	3-7kN
Gurtweg	s am D-Ring [mm]						

Tabelle 46 gibt Aufschluss über die Instrumentierung der einzelnen Dummies. Den Messgrößen in den jeweiligen Körperregionen werden Grenzwerte gegenüber, die den unterschiedlichen Normen, in denen die Dummies Verwendung finden entnommen werden. Die FMVSS 208 ist eine amerikanische Norm und beschreibt den Frontalaufprall. In ihr wird neben dem HIII 5% auch der HIII 6year Dummy verwendet. Letztgenannter findet auch in der FMVSS 213, der ebenfalls amerikanischen Norm zum Test von Kinderrückhaltesystemen Verwendung. Der TNO P10 wird hingegen nur in der europäischen ECER44 Norm und dem Verbraucherschutztest NPACS eingesetzt.

Die Messwerte der einzelnen Dummies aus dem Experiment (siehe Kapitel 8) können somit in die Tabelle eingetragen und hinsichtlich einer eventuellen Überschreitung überprüft werden. Identisch verfährt man mit den gewonnenen Daten aus der Mehrkörpersimulation.

7.2 Crashpuls

Wie bereits im Kapitel Unfallrekonstruktion erwähnt, wurde mit Hilfe des Unfallrekonstruktionsprogramms PC-Crash die Geschwindigkeitsänderung Δv ermittelt, die als Maß für die Insassenbelastung angesehen wird und in weiterer Folge als Richtwert für die Versuchsgeschwindigkeit dient. Als Ergebnis dieser Berechnung ergeben sich eine Geschwindigkeitsänderung von $\Delta v=54$ km/h und eine energieäquivalente Geschwindigkeit von $EES=63$ km/h. Die gewählte Versuchsgeschwindigkeit ergibt sich als Kompromiss zwischen Δv und EES und beträgt 60 km/h. Das Mehrkörpersimulationsprogramm errechnet sich aus der Geschwindigkeitsänderung mit Hilfe des Zeitintervalls, den erforderlichen Crashpuls. Dazu muss diese Geschwindigkeitsänderung in eine Wegänderung umgerechnet werden. Über den betrachteten Zeitraum von beispielsweise 150ms ergeben sich hieraus die Wege und Winkel der Dummies relativ zum Fahrzeugfond. Anschaulich lässt sich dies in Abbildung 77 verdeutlichen.

Nach Durchführung des Experiments wurde der, im Tunnel des Fahrzeugfonds, gemessene Verzögerungsverlauf als Crashpuls für die Mehrkörpersimulation verwendet (siehe Abbildung 139).

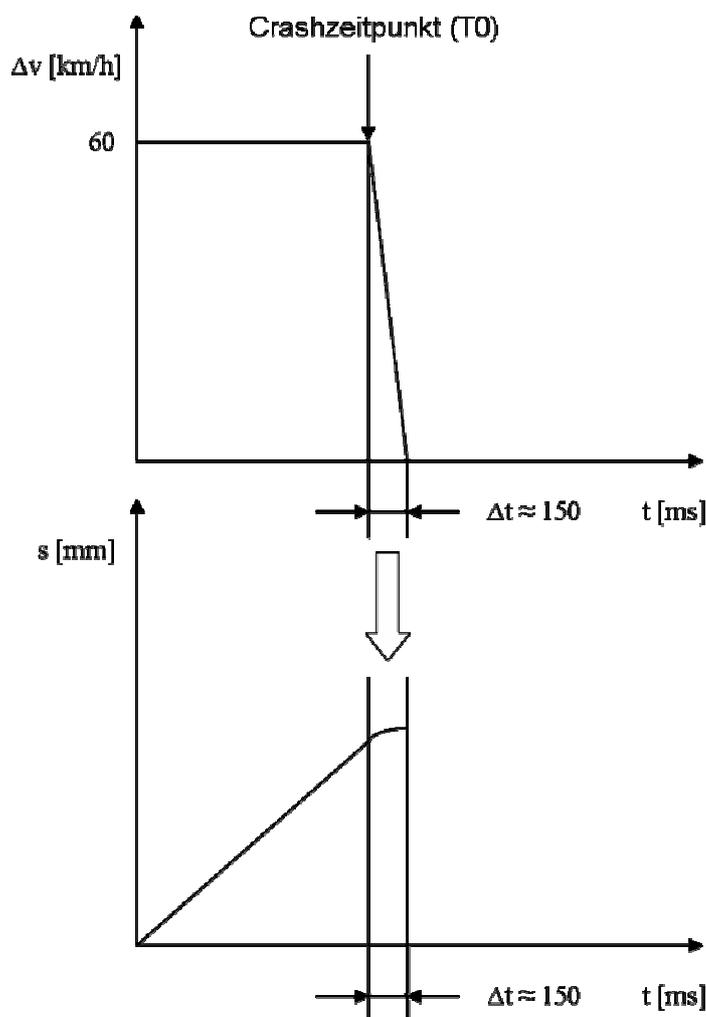


Abbildung 77: Umrechnung von Delta v auf den Weg s

7.3 Modellerstellung

Das Modell besteht im wesentlichen aus dem Fahrzeugfond, welcher aus dem Zeichenprogramm CATIA importiert wird, den ebenfalls importierten Sitzerrhöhungen und den drei Dummies, die im Fahrzeugfond positioniert werden. Um den Fahrzeugfond realitätsnaher darzustellen, werden auch die beiden Frontsitze mit Hilfe von Referenzpunkten in das Modell übernommen. Der Abstand der Frontsitze zur Rückbank ist entscheidend für den zur Verfügung stehenden Platz der Dummies bezüglich ihrer Vorverlagerung. Anschließend wird das Rückhaltesystem mit Hilfe der vermessenen und ebenfalls importierten Gurtanbindungs- und Gurtumlenkpunkte erstellt. Eine Beschreibung der einzelnen Komponenten zeigen Abbildung 79 und Abbildung 80.

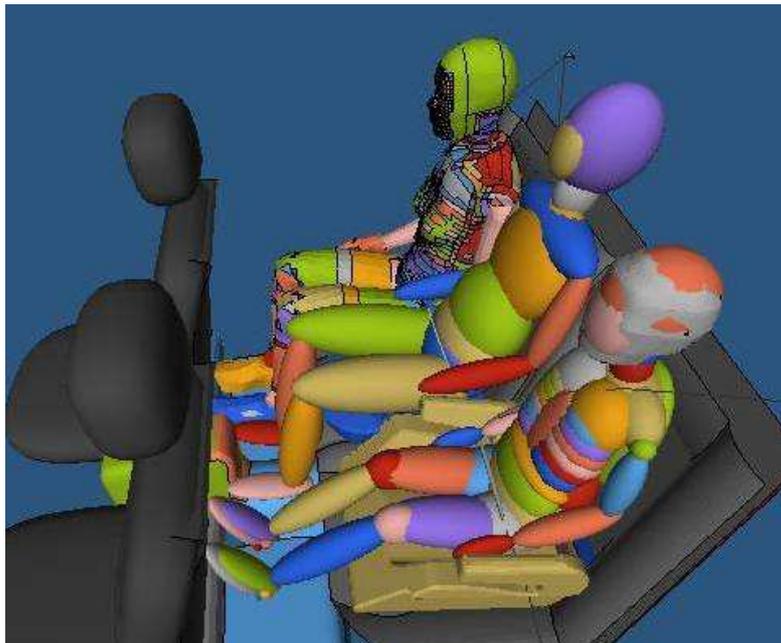


Abbildung 78: MADYMO-Fahrzeugfond [44]

In Abbildung 78 sieht man den HIII 6 Jahre (links) und den TNO P10 (Mitte), die beide auf Sitzerrhöhungen positioniert und als Ellipsoidmodelle ausgeführt sind. Optisch erkennbar ist auch, dass der Thoraxbereich des HIII 6 Jahre Dummies detaillierter ausgeprägt ist als der des TNO P10. Beim TNO P10 fehlt der Sternumkörper, weshalb auch eine Brusteingdrückung und somit ein Viskoskriterium bei dem TNO P10 nicht messbar ist. Der HIII 5%-Dummy befindet sich rechts hinter dem Beifahrersitz und ist als Facet-Modell in die Simulation aufgenommen worden. Schematisch sind auch die beiden äußeren Dreipunktgurte sowie der Beckengurt des mittleren P10-Dummies erkennbar.

Vereinfachungen:

- Keine Kontaktmodellierung zwischen Gurt und Dummy (außer TNO P10). Dies reduziert die Simulationsdauer und erhöht die Robustheit der Simulation.
- Sitzflächen sind nicht deformierbar gestaltet. Die Charakteristik des Sitzschaums wird durch Kontakt-Modellierung erreicht und wird durch Spannungs-/Eindringungskurven hinterlegt. Diese Maßnahme reduziert ebenfalls die Simulationsdauer.

7.3.1 Struktur der MADYMO - Simulation

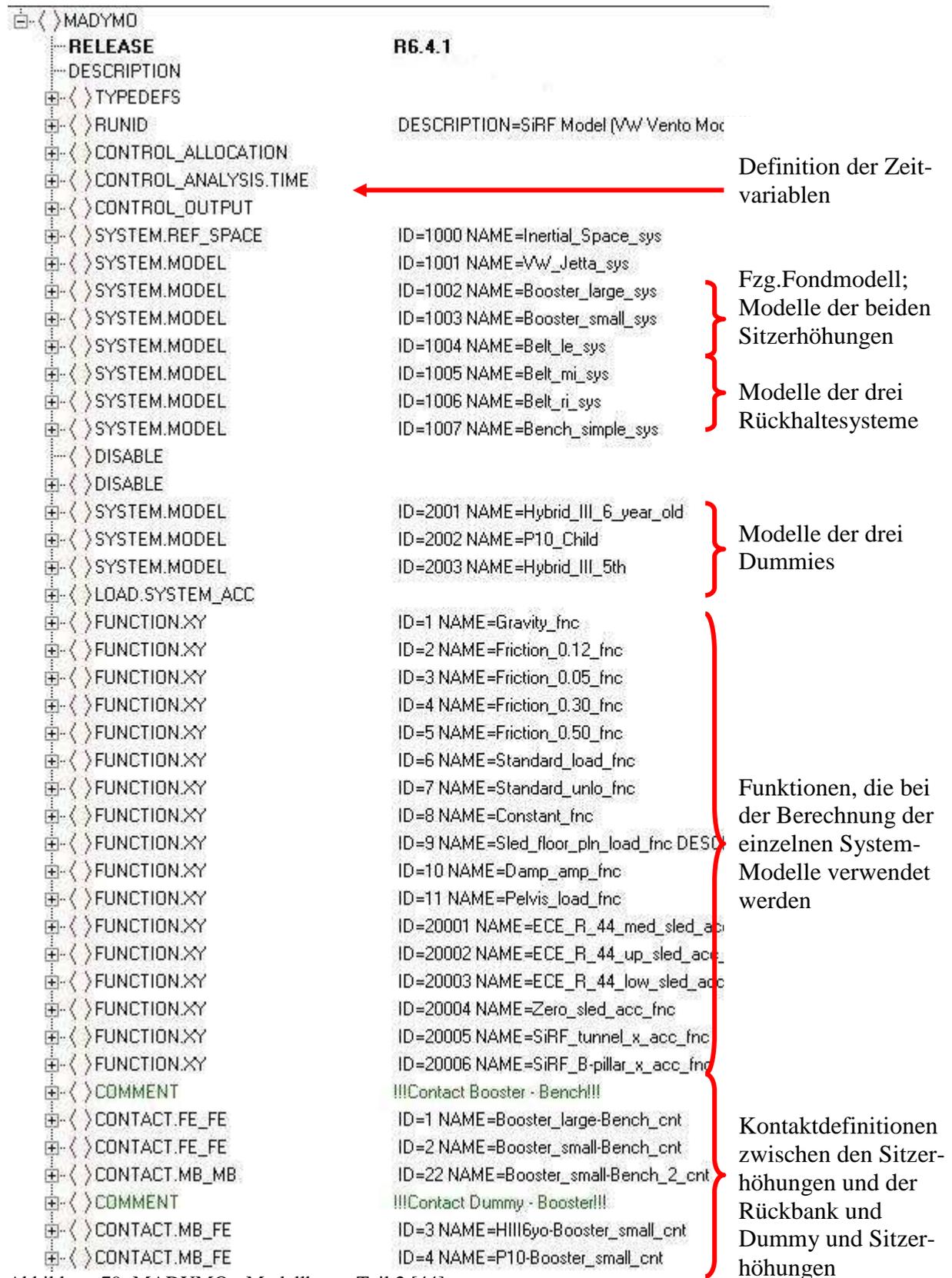


Abbildung 79: MADYMO - Modellbaum Teil 2 [44]

⊕-⟨ > COMMENT	!!!Contact Dummy - Bench!!!	}	Kontaktdefinitionen zwischen den einzelnen Dummies und der Rückbank
⊕-⟨ > CONTACT.MB_FE	ID=51 NAME=HIII6yo-Bench_1_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.MB_MB	ID=52 NAME=HIII6yo-Bench_2_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.MB_FE	ID=6 NAME=P10-Bench_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=71 NAME=HIII_5th-Bench_1_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=72 NAME=HIII_5th-Bench_2_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=73 NAME=HIII_5th-Bench_3_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=74 NAME=HIII_5th-Bench_4_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=75 NAME=HIII_5th-Bench_5_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=76 NAME=HIII_5th-Bench_6_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=77 NAME=HIII_5th-Bench_7_cnt	}	Kontaktdefinitionen zwischen den Dummies und dem Bodenbereich
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=78 NAME=HIII_5th-Bench_8_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=79 NAME=HIII_5th-Bench_9_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=80 NAME=HIII_5th-Bench_10_cnt		
⊕-⟨ > COMMENT	!!!Contact Dummy - Footwell!!!		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=81 NAME=HIII5th-Footwell_1_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=82 NAME=HIII5th-Footwell_2_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=83 NAME=HIII5th-Footwell_3_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=84 NAME=HIII5th-Footwell_4_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=85 NAME=HIII5th-Footwell_5_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.FE_FE	ID=86 NAME=HIII5th-Footwell_6_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.MB_MB	ID=91 NAME=P10-Footwell_1_cnt	}	Kontaktdefinitionen zwischen den Dummies und der Basis der Rückbank
⊕-⟨ > CONTACT.MB_FE	ID=92 NAME=P10-Footwell_2_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.MB_MB	ID=93 NAME=P10-Footwell_3_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.MB_FE	ID=94 NAME=P10-Footwell_4_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.MB_MB	ID=95 NAME=P10-Footwell_5_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.MB_FE	ID=10 NAME=HIII6yo-Footwell_cnt	}	Kontaktdefinitionen zwischen den Dummies und Gurt
⊕-⟨ > COMMENT	!!!Contact Dummy - Bench base!!!		
⊕-⟨ > CONTACT.MB_FE	ID=11 NAME=HIII5th-Bench_base_1_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.MB_FE	ID=12 NAME=HIII5th-Bench_base_2_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.MB_FE	ID=13 NAME=HIII5th-Bench_base_3_cnt		
⊕-⟨ > CONTACT.MB_FE	ID=14 NAME=Booster_large-Bench_base_cnt	}	Ausgabedefinitionen (die meisten sind Teil der Systemmodelle)
⊕-⟨ > CONTACT.MB_FE	ID=15 NAME=Booster_small-Bench_base_cnt		
⊕-⟨ > COMMENT	!!!Contact Dummy - LapBelt !!!		
⊕-⟨ > CONTACT.MB_MB	ID=16 NAME=HIII6yo-Lap_Belt_cyl_cnt		
⊕-⟨ > OUTPUT_JOINT_DOF	ID=1		
⊕-⟨ > OUTPUT_CONTACT	ID=1 NAME=Contact_out		
⊕-⟨ > OUTPUT_BODY	ID=1 NAME=BiW_acc_out		
⊕-⟨ > OUTPUT_ENERGY.FE_MODEL	ID=1 NAME=FE_Model_Energy_out		
⊕-⟨ > OUTPUT_ENERGY.TOTAL	ID=2 NAME=Total_Energy_out		

Abbildung 80: MADYMO - Modellbaum Teil 2 [44]

Abbildung 79 und Abbildung 80 geben einen Überblick über die wichtigsten Programmstrukturen der MADYMO – Eingabedatei.

7.3.2 Sitzertörungen

Wie in Kapitel 5.7 beschrieben, werden die im Zeichenprogramm CATIA erstellten Sitzertörungen ebenfalls in das Mehrk6rpersimulationsprogramm MADYMO 6bernommen und samt Dummies auf der R6ckbank positioniert.

Sitzerh6hung des HIII 6 year

Abbildung 81 und Abbildung 82 zeigen die Sitzert6rung des kleinsten Kindes (5Jahre), repr6sentiert durch den HIII 6 year auf CATIA.

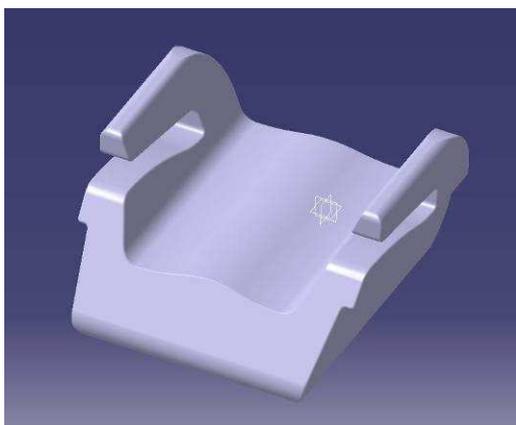


Abbildung 81: Sitzert6rung des HIII 6 year [44]

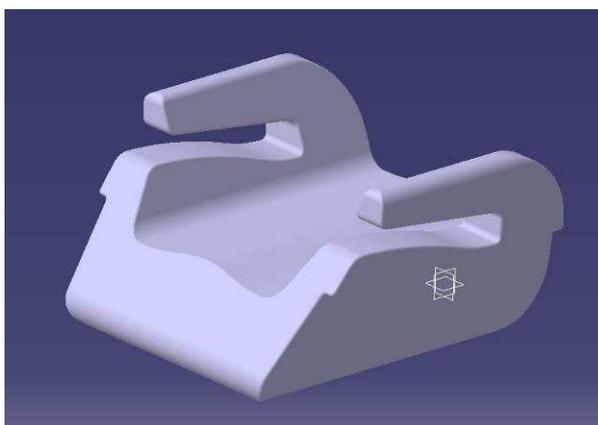


Abbildung 82: Sitzert6rung des HIII 6 year [44]

SYSTEM.MODEL		
ID	1002	
NAME	Booster_large_sys	
+ BODY.RIGID	ID=1 NAME=Booster_large_bod	} K6rper des Boostersitzes und K6rperdefinition zweier Gurtanbindungspunkte
+ BODY.RIGID	ID=2 NAME=Belt_tying_le_bod	
+ BODY.RIGID	ID=3 NAME=Belt_tying_ri_bod	
+ JOINT.BRAC	ID=2 NAME=Belt_tying_le_int	} Gelenkdefinitionen der Gurtanbindungspunkte
+ JOINT.BRAC	ID=3 NAME=Belt_tying_ri_int	
+ JOINT.FREE	ID=1 NAME=Booster_large_int	
+ INITIAL.JOINT_POS	JOINT=Booster_large_int	← Wahl der Freiheitsgrade
+ POINT.OBJECT.MB	ID=1 NAME=Belt_tying_le_pmb	} Punkt auf einem K6rper, verwendet, um einen Mehrk6rpergurt mit einem nicht festen Finite Elemente Gurt zu verbinden.
+ POINT.OBJECT.MB	ID=2 NAME=Belt_tying_ri_pmb	
+ FE_MODEL	ID=1 NAME=Booster_large_fem	
+ ORIENTATION.SUCCESSIVE_R...	ID=1 NAME=Booster_large_int_or1	} Ausrichtung der Gelenke
+ ORIENTATION.SUCCESSIVE_R...	ID=2 NAME=Booster_large_int_or2	

Abbildung 83: Systemmodell des "Booster large" aus MADYMO [44]

Sitzerhöhung des TNO P10

In Abbildung 84 und Abbildung 85 ist die Sitzerhöhung des mittleren Kindes (8Jahre) ebenfalls als CATIA Zeichnung dargestellt. Auf ihr ist der TNO P10 Dummy positioniert.

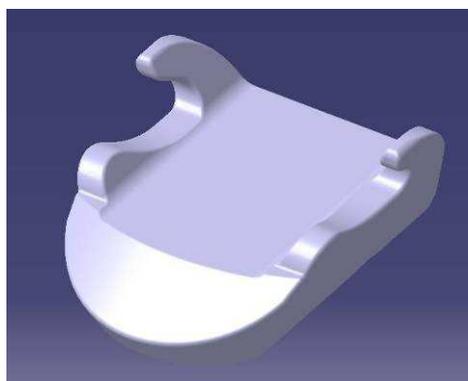


Abbildung 84: Sitzerhöhung des TNO P10 [44]

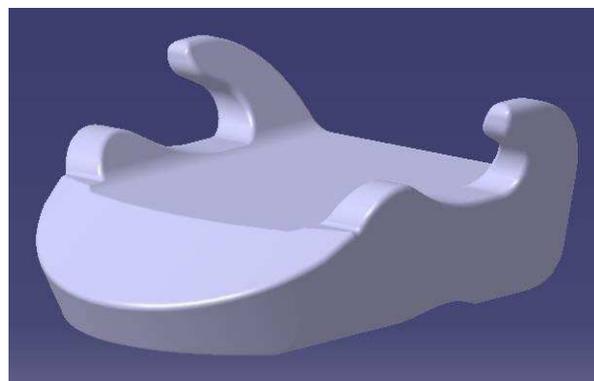


Abbildung 85: Sitzerhöhung des TNO P10 [44]

SYSTEM.MODEL		
ID	NAME	
+	<> BODY.RIGID	
+	<> JOINT.FREE	
+	<> INITIAL.JOINT.POS	
+	<> JOINT.TRAN	
+	<> JOINT.TRAN	
+	<> JOINT.TRAN	
+	<> RESTRAINT.JOINT	
+	<> RESTRAINT.JOINT	
+	<> RESTRAINT.JOINT	
+	<> INITIAL.JOINT.POS	
+	<> CHARACTERISTIC.LOAD	
+	<> CHARACTERISTIC.LOAD	
+	<> CHARACTERISTIC.LOAD	
+	<> SURFACE.ELLIPSOID	
+	<> POINT.OBJECT.MB	
+	<> POINT.OBJECT.MB	
+	<> POINT.OBJECT.MB	
+	<> FE.MODEL	
+	<> ORIENTATION.SUCCESSIVE_R...	
+	<> GROUP.MB	
+	<> FUNCTION.XY	
+	<> FUNCTION.XY	
+	<> FUNCTION.XY	

1003		
ID	NAME	
	Booster_small_sys	
ID=1	NAME=Booster_small_bod	Körper des Boostersitzes und Körperdefinition der Gurtanbindungspunkte
ID=2	NAME=Belt_tying_le_bod	
ID=3	NAME=Belt_tying_ri_bod	
ID=4	NAME=Belt_tying_shoulder_ri	
ID=1	NAME=Booster_small_int	Wahl der Freiheitsgrade und Gelenkdefinitionen der Gurtanbindungspunkte
	JOINT=Booster_small_int	
ID=2	NAME=Belt_tying_le_int	
ID=3	NAME=Belt_tying_ri_int	
ID=4	NAME=Belt_tying_shoulder_ri	= Gelenkeinschränkung; bestimmt Elastizitäts-, Dämpfungs- und Reibungskräfte entsprechend der Freiheitsgrade.
ID=1	NAME=Belt_tying_le_int_rstr	
ID=2	NAME=Belt_tying_ri_int_rstr	
ID=3	NAME=Belt_tying_shoulder_ri	Eigenschaften für Gurtanbindung bezüglich Be- und Entlastung, Dämpfung und Hysterese
	JOINT=Belt_tying_shoulder_ri_int	
ID=1	NAME=Distancer_ell	
ID=1	NAME=Belt_tying_le_pmb	Punkt auf einem Körper, verwendet, um einen Mehrkörpergurt mit einem nicht festen Finite Elemente Gurt zu verbinden.
ID=2	NAME=Belt_tying_ri_pmb	
ID=3	NAME=Belt_tying_shoulder_ri	
ID=1	NAME=Booster_small_fem	Ausrichtung der Sitzerhöhung und der Gurtanbindungen
ID=1	NAME=Booster_small_int_ori1	
ID=2	NAME=Booster_small_int_ori2	
ID=3	NAME=Belt_tying_le_int_ori1	
ID=4	NAME=Belt_tying_le_int_ori2	
ID=5	NAME=Belt_tying_ri_int_ori1	Zusammenfassung mehrere Körper zu einer Gruppe
ID=6	NAME=Belt_tying_ri_int_ori2	
ID=1	NAME=Distancer_gmb	
ID=1	NAME=Belt_tying_le_load_fnc	Erstellung der Be- und Entlastungsfunktionen des Gurtes
ID=2	NAME=Belt_tying_ri_load_fnc	
ID=3	NAME=Belt_tying_ri_unlo_fnc	

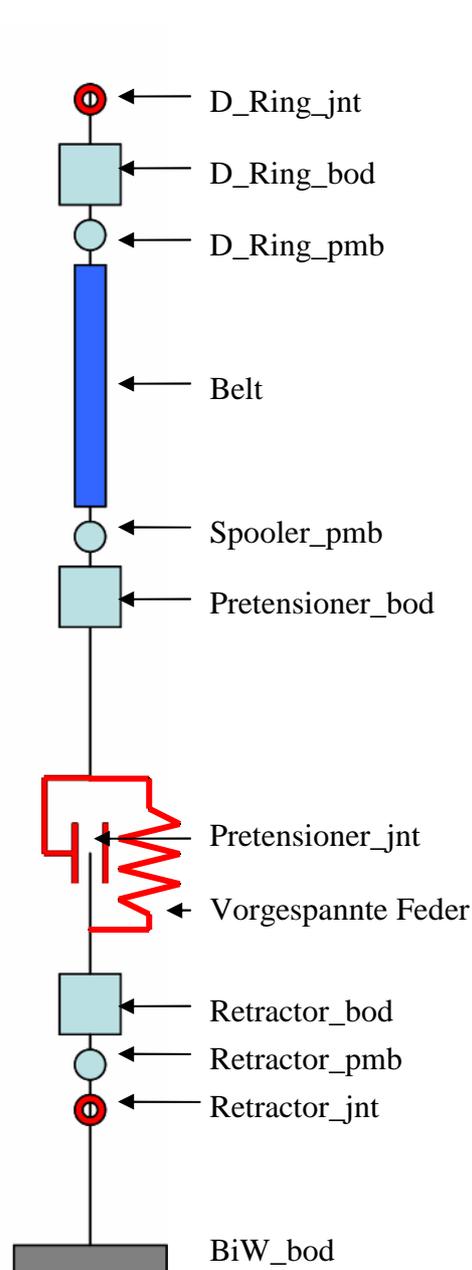
Abbildung 86: Systemmodell des "Booster-small" aus MADYMO [44]

7.3.3 Rückhaltesystem

Aus Kapitel 5.6.2 Verbautes Gurtsystem geht bereits hervor, dass im eingebauten Rückhaltesystem des VW Vento lediglich auf den beiden vorderen Sitzen Gurtstraffer verbaut wurden. Gurtkraftbegrenzer waren nicht Teil des Rückhaltesystems. Im Fahrzeugfond wurde außerdem in Bankmitte noch ein Beckengurt verwendet.

Schema des Rückhaltesystems

Abbildung 87 zeigt schematisch den simulatorischen Aufbau der Kernkomponenten des Rückhaltesystems vom Gurtelement bis zum Schultergurt.



„BiW_bod“ bezeichnet den Körper des Versuchsfahrzeugs. Er dient als Basis, auf der alle anderen Strukturen aufgebaut sind.

Der Begriff „D-Ring“ steht ganz allgemein für die Gurtumlenkung oberhalb der Schulter, positioniert an der „C“-Säule des Fahrzeuges.

Unter „D_Ring_jnt“ ist in diesem Fall ein Festgelenk zu verstehen, das keinerlei Freiheitsgrade besitzt. Position und Ausrichtung eines Gelenkes sind in dessen Befehlshierarchie festzulegen.

„pmb“ steht für „Point Multi Body“ und dient zur Verbindung eines Mehrkörpergurtes mit einem nicht festen Finite Elemente Gurt.

Die Funktion des „Spooler“ ist in der Darstellung des Filmspuleneffektes zu sehen.

Der Pretensioner verkörpert in Kapitel 10 einen Variationsparameter.

Das Gelenk des Pretensioner ist ein Translationsgelenk mit 1 Freiheitsgrad in Bewegungsrichtung. Position und Ausrichtung sind wiederum festzulegen. Anstatt der pyrotechn. Ladung wird durch eine vorgespannte Feder verwendet.

Der „Retractor“ ist die Klemm- oder Blockiereinrichtung des Rückhaltesystems, die ab einem definierten Zeitpunkt aktiviert wird.

Befestigt ist dieser am „BiW_bod“, dem Versuchsfahrzeug.

Abbildung 87: Schema des Rückhaltesystems [44]

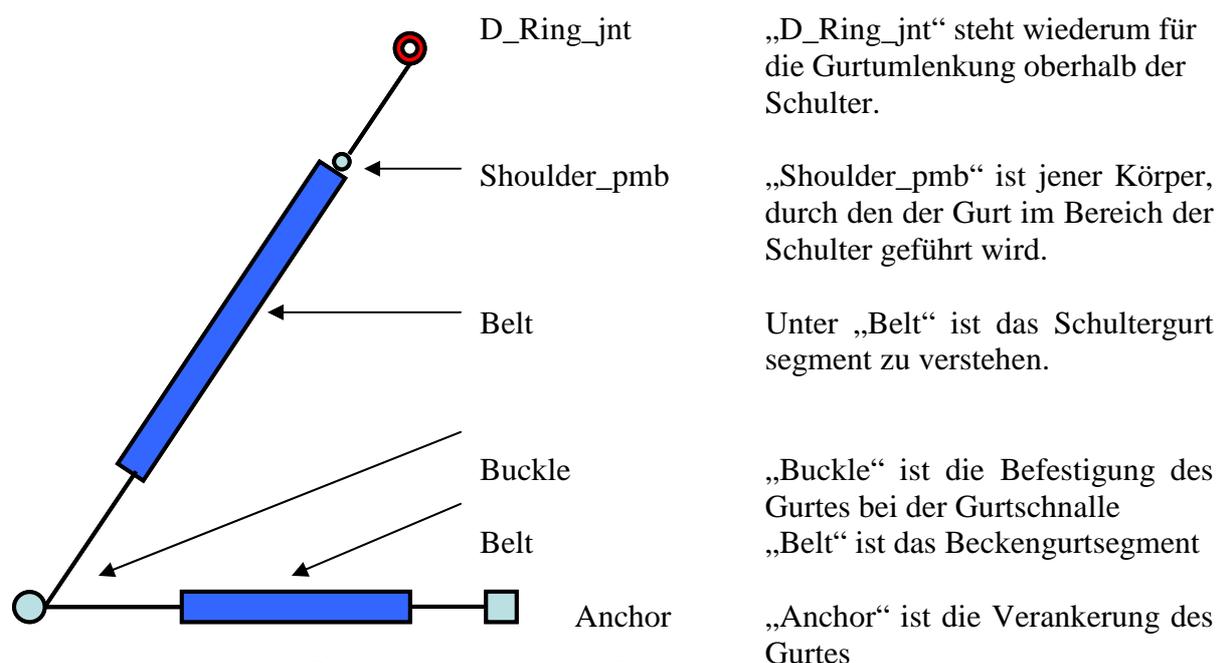


Abbildung 88: Schema des Dreipunktgurtes ab vom „D-Ring“ [44]

„D_Ring_jnt“ steht wiederum für die Gurtumlenkung oberhalb der Schulter.

„Shoulder_pmb“ ist jener Körper, durch den der Gurt im Bereich der Schulter geführt wird.

Unter „Belt“ ist das Schultergurtsegment zu verstehen.

„Buckle“ ist die Befestigung des Gurtes bei der Gurtschnalle
„Belt“ ist das Beckengurtsegment

„Anchor“ ist die Verankerung des Gurtes

Abbildung 88 zeigt schematisch den simulatorischen Aufbau der Kernkomponenten des Rückhaltesystems vom D-Ring über Schulter- und Beckengurt bis zur Verankerung des Gurtes.

7.3.4 Variationsparameter

In dem erstellten Simulationsprogramm präsentieren sich ein Vielzahl von Variablen, mit denen es möglich sein wird, in Kapitel 9 das Modell im Bezug auf das Experiment zu validieren und in Kapitel 10 eine Parametervariation hinsichtlich etwaiger Verbesserungen durchzuführen. Beispiele für solche Variablen sind verschiedenste Kontaktdefinitionen (Dummy-Sitzbank, Dummy-Sitzerhöhung, Gurtsegmente-Dummy, Gurtsegmente-Sitzerhöhung usw.), Wahl geeigneter Gelenke mit ihren Freiheitsgraden, Reibungs- und Dämpfungsdefinitionen (z.B: Nachgiebigkeit des Sitzbankschaumstoffes), Auslösezeitpunkte für Retraktor, Charakteristik vom Retraktor, Auslösezeitpunkt und Kraftniveau von Gurtstraffer und Ansprechschwelle von Gurtkraftbegrenzer.

Ist das Modell validiert, werden folgende Variablen für die Parametervariation verwendet:

- Auslösezeitpunkte von Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer
- Charakteristik von Gurtstraffer, sowie Gurtkraftbegrenzer

Dies soll dazu dienen, die Insassenbelastung so weit wie möglich zu senken.

8 EXPERIMENTELLE ANALYSE DER RÜCKHALTEWIRKUNG

Die Durchführung eines Experimentes ist essentiell für die Validierung der Mehrkörpersimulation. Denn nur wenn der reale Unfall nachgestellt wird, können Aussagen über die Belastungen der einzelnen Fahrzeuginsassen getroffen werden. Zu berücksichtigen ist, dass trotz einer genauen Unfallrekonstruktion Abstraktionen gegenüber dem Realunfall in Kauf genommen werden müssen. (siehe Kapitel 4.9)

Aus der Unfallrekonstruktion ergeben sich folgende Randbedingungen für Crashanlage:

- Geschwindigkeitsänderung Δv : 54 km/h
- Richtung der Stoßkraft auf: $0 - 5^\circ$
- Energy equivalent speed (EES): 63 km/h

Die gewählte Versuchsgeschwindigkeit von 60 km/h ergibt sich wie bereits erwähnt als Kompromiss zwischen Δv und EES.

8.1 Crashanlage

8.1.1 Schema

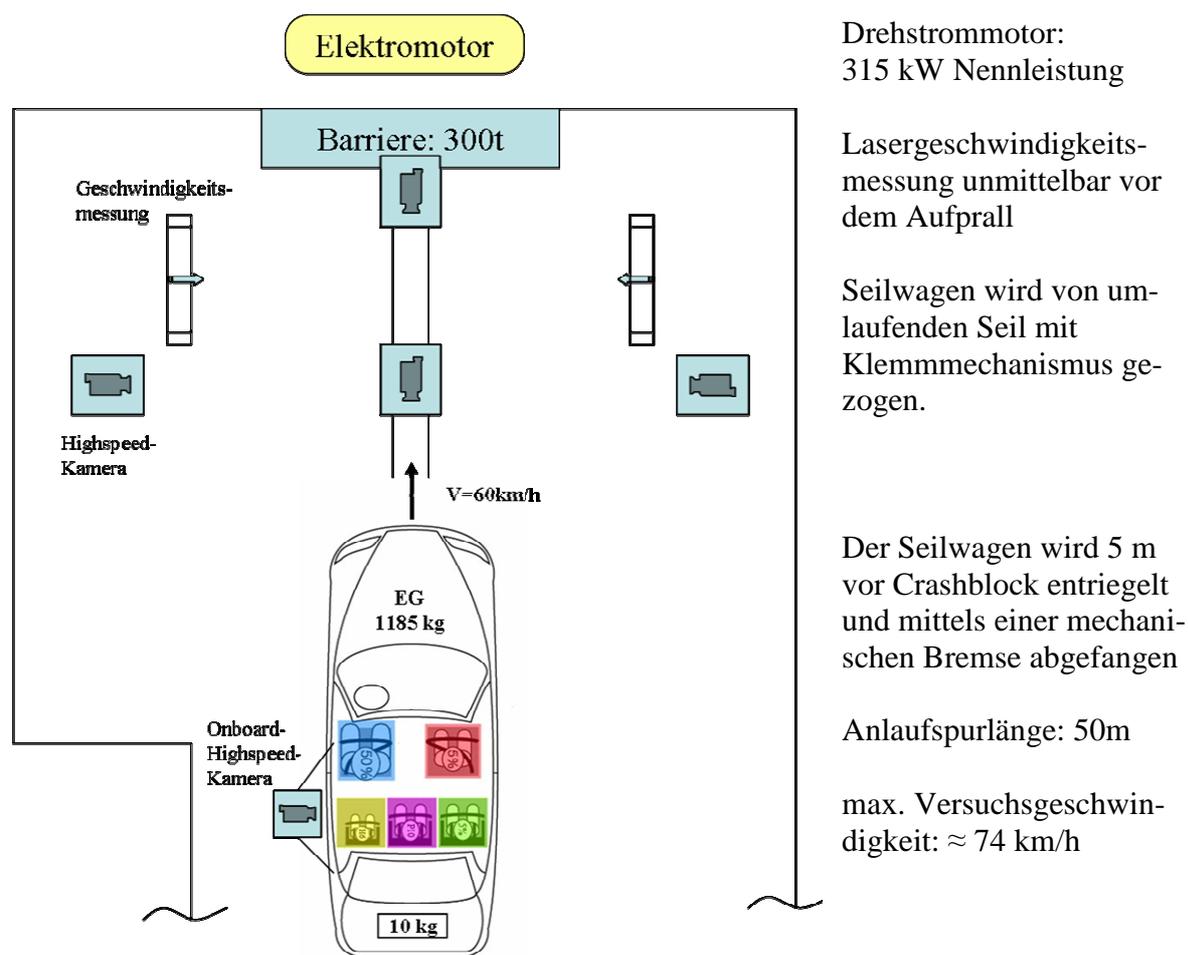


Abbildung 89: Schema der Crashanlage [44]

Abbildung 89 zeigt schematisch den Aufbau der Craschanlage und der wichtigsten Komponenten.

8.1.2 Kamera und Beleuchtung

Für den Crashversuch ist grundsätzlich so viel Licht wie möglich zu verwenden, da die kurze Belichtungszeit pro Bild im Bereich von Millisekunden liegt und die Lichtausbeute ansonsten zu gering wäre, um auswertbare Aufnahmen zu machen.



Abbildung 90: Kamera und Beleuchtung links
[44]



Abbildung 91: Kamera und Beleuchtung rechts
[44]

Die Deckenbeleuchtung im Crashbereich der VSI-Versuchsanlage besteht aus 116 Halogenstrahlern mit einer Leistung von jeweils 1kW (siehe Abbildung 90). Für die seitliche Beleuchtung werden 8 Stück von so genannten HMI (Hydrargym Medium Arc Length Iodide) Tageslichtscheinwerfer eingesetzt, mit einer Leistung von jeweils 1,2 KW. (siehe Abbildung 90 und Abbildung 91) [67]

Bei dem Experiment wurden fünf Highspeed-Kameras mit einer Bildrate von 1000 Einzelbildern pro Sekunde verwendet. Durch Variation der Blendenöffnung kann nicht nur die Helligkeit des Bildes, sondern auch die Schärfentiefe verändert werden. Bei geringer Blendenöffnung ist die Helligkeit gering, dafür ist die Schärfentiefe groß. [67]

Bei den unterschiedlichen Aufstellpunkten musste darauf geachtet werden, dass Blendungen und Reflexionen vermieden werden. Der Motivabstand wurde so gewählt, dass möglichst geringe perspektivische Verzerrungen entstehen. (Laborübung Crashtest, Whiplash, Juni 2009) Eine Kamera befand sich jeweils auf der linken und rechten Seite ca. 2,5 m entfernt vom Versuchsfahrzeug (siehe Abbildung 90 und Abbildung 91), eine in etwa zwei Metern Höhe direkt mittig am Crashblock (siehe Abbildung 95), eine weitere ca. 1,20 m vom Crashblock in Richtung Anlaufspur entfernt zwischen den Halogenscheinwerfern (siehe Abbildung 94) und die letzte wurde als Onboard-Kamera auf der linken Seite des Fahrzeugfonds verbaut (siehe Abbildung 92). Hierzu wurde die linke Fondtür entfernt und die Kamera mittels einer geschweißten, massiven Halterung befestigt, um Vibrationen während des Aufpralls zu vermeiden.

Um eine günstige Lichtausbeute im Fahrzeuginnenraum für diese Onboard-Kamera zu gewährleisten, wurde eine Reihe von Halogenspots oberhalb der beiden vorderen Nackenstützen montiert (siehe Abbildung 93).



Abbildung 92: Onboard-Kamera [44]



Abbildung 93: Halogenspots [44]



Abbildung 94: Deckenkamera [44]



Abbildung 95: Kamera am Crashblock [44]

Unter einer Triggerung versteht man die zeitsynchrone Auslösung der Mess- und Filmtechnik. Damit wird eine einheitliche Zeitbasis für alle gemessenen Signale und Videos erreicht. Erst durch Triggerung wird eine zeitliche Zuordnung von Ereignissen im Video zu bestimmten Zeitpunkten der ermittelten Messsignale ermöglicht. Die Triggerung beginnt mit dem Erstkontakt des Versuchsfahrzeuges mit der Barrierewand. [67]

Falls der T0-Trigger nicht anspricht, wird ein zweiter Trigger bei Versuchsbeginn (Rekordermodus) gesetzt.

Zur Bestimmung von T0 (Aufzeichnungsbeginn) kam ein Tapeswitch (gelber Bandschalter mit Kupferkontakten) am Crashblock und am Fahrzeug zum Einsatz. Zur Aufzeichnung der Messdaten am Fahrzeug und an den Dummies wurde mittels Recorder-Modus getriggert. Dabei wurde die Software kurz vor Versuchsbeginn in einen 50 Sekunden Aufzeichnungsmodus versetzt und mit einem mechanischen Handtaster am Fahrzeug, welcher sich außen am Heck des Fahrzeuges befand ausgelöst. Der Vorteil besteht darin, dass auf jeden Fall für eine Zeitdauer von 50 Sekunden Daten aufgezeichnet werden, sollte der T0-Trigger nicht auslösen. [67]

8.2 Vorbereitung des Versuchsfahrzeuges

Im ersten Schritt wurden zunächst sämtliche Flüssigkeiten wie Treibstoff, Öl und Kühlflüssigkeit aus dem Fahrzeug entfernt, um einerseits die Gefahr eines Brandes einzudämmen und um unnötige Verschmutzungen zu vermeiden. Die Batterie samt Batteriesäure musste intakt bleiben, da sie standardmäßig am Stromkreis hängt.

Aus dem Kofferraum wurden sämtliche Verkleidungen entfernt, um Platz für die Messtechnik zu schaffen. Diese wurde auf einer eingeschraubten Stahlplatte möglichst stabil und vibrationsarm eingebaut und durch eine Rahmenkonstruktion von der Zuladung geschützt. Mit Hilfe der Photodokumentation des gerichtlichen Gutachtens wurde die Zuladung auf 10 kg geschätzt und in einem Transportkoffer aufrecht liegend im Kofferraum positioniert (siehe Abbildung 96).



Abbildung 96: Zuladung [44]

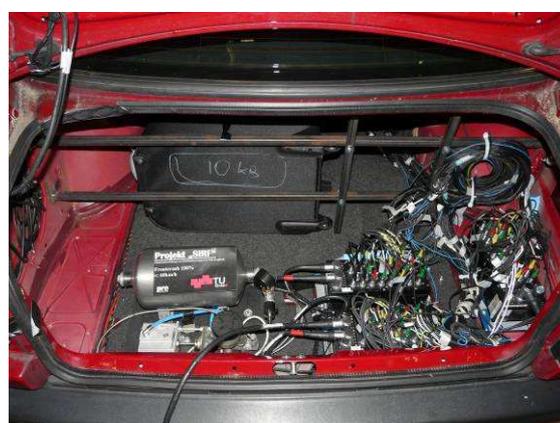


Abbildung 97: Notfallbremse [44]

Neben der Messtechnik wurde im Kofferraum auch eine hydraulische Notfallbremse installiert, um einen ungewollten Aufprall zu vermeiden (siehe Abbildung 97). Dabei wurde darauf geachtet, dass die Beweglichkeit des Bremspedals nicht beeinflusst wird.

Wie in Kapitel 8.1.2 bereits erwähnt, wurde die hintere Fondtüre entfernt, um eine Onboard-Highspeed-Kamera zu montieren. Diese wurde so positioniert, dass die Bewegungen aller drei Fondummies optimal mitverfolgt werden konnten. Die Rahmenkonstruktion für die Kamera übernahm auch gleichzeitig die Stützfunktion für die entfernte Türe. Bei den Halogenspots, die zwecks besserer Lichtausbeute über den vorderen Nackenstützen montiert wurden, ist darauf geachtet worden, dass sie später im Crash nicht durch die sich vorverlagernden Dummies zerstört wurden. Um Reflexionen für die restlichen Highspeed-Kameras zu vermeiden, wurden alle Seitenscheiben so weit wie möglich in der Türe versenkt.

Als nächstes wurde die Position der beiden Frontsitze eingestellt (siehe Abbildung 98 und Abbildung 99). Geringe Strukturstauchungen der Fahrgastzelle des Unfallwagens führten dazu, dass die beiden Frontsitze bezüglich der Längseinstellung nicht mehr verschiebbar waren. Aus diesem Grund wurden deren Positionen vermessen und für das Crashfahrzeug übernommen. Auch die Positionierung der Nackenstützen (siehe Abbildung 100 und Abbildung 101) vorne und hinten und die Einstellung aller vier D-Ring-Schienen (Gurtumlenkungen der B- und C-Säule) leiteten sich aus der Vermessung des Unfallfahrzeuges ab (siehe Abbildung 102, Abbildung 103 und Abbildung 104).

Die Höhenverstellung des Lenkrades wurde auf die mittlere Position eingestellt.



Abbildung 98: Position Fahrersitz [44]



Abbildung 99: Position Beifahrersitz [44]



Abbildung 100: Nackenstützenposition Fahrer [44]

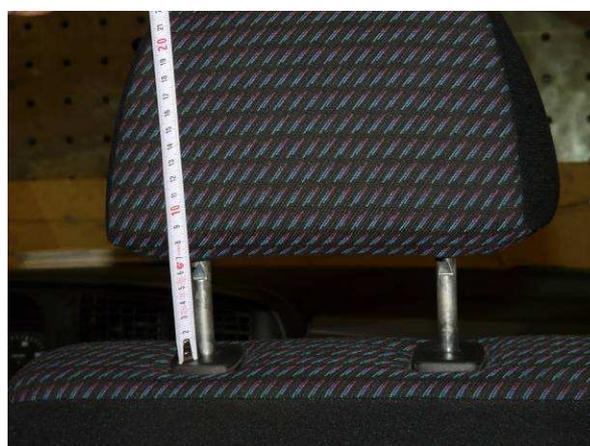


Abbildung 101: Nackenstützenposition Beifahrer [44]



Abbildung 102: D-Ring Fahrer [44]

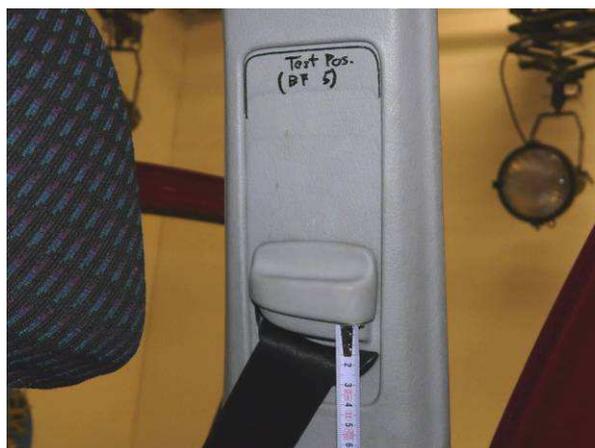


Abbildung 103: D-Ring Beifahrer [44]



Abbildung 104: Nackenstützen und D-Ring-Position im Fond [44]



Abbildung 105: Abwiegen des voll beladenen Vento [44]

Das voll bestückte Versuchsfahrzeug wurde kurz vor dem Crashtest abgewogen, um die Gewichtsverteilung zu ermitteln. (siehe Abbildung 105) Inklusiv Dummies, Messeinrichtungen und diversen Anbauten (Kamera, Licht und Triggerstarter) wog der Vento 1432 kg.

Bevor der Versuchswagen mit Dummies bestückt wurde erfolgte noch der Einbau diverser Sensoren. Dazu zählten zwei Beschleunigungssensoren um den Fahrzeugverzögerungspuls aufzuzeichnen. Ein Sensor wurde am Tunnel in der Mitte des Fahrzeugfonds angebracht, ein weiterer ebenfalls am Tunnel im Bereich des Beifahrerfußraumes. (siehe Abbildung 106) Zu erwarten waren zwei in der Amplitude unterschiedliche Signalverläufe, da zwischen beiden Beschleunigungssensoren Strukturelemente mit unterschiedlichen Steifigkeiten lagen.

Beschleunigungssensor am Tunnel des Beifahrerfußraums Beschleunigungssensor im Tunnel des Fahrzeugfond



Abbildung 106: Einbauort Beschleunigungssensoren [44]

Des Weiteren wurden Gurtkraft- und Gurtwegensensoren am Fahrzeug bzw. am Gurt selbst befestigt (Siehe Tabelle 47, Abbildung 107 und Abbildung 108)

Tabelle 47: Gurtkraft- und Gurtwegensensoren der einzelnen Dummies [44]

	HIII 50%	HIII 5% vorne	HIII 5% hinten	TNO P10	HIII 6year
Gurtkraftsensor		x	x	x	x
Gurtwegensensor		x	x		x



Abbildung 107: Gurtkraftsensor
[44]

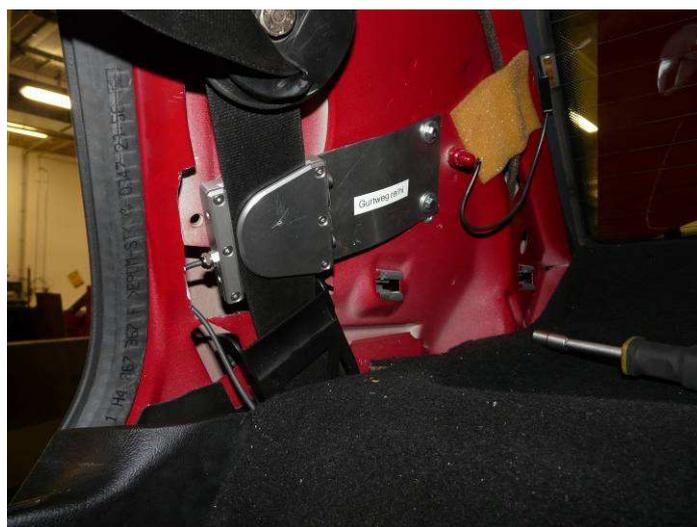


Abbildung 108: Gurtwegsensoren im Fond
[44]

Die weiße Papiermarkierung in Abbildung 107 am Fahrer und Beifahrer-Gurt diente der optischen Überprüfung, ob und wann der Gurtstraffer zündet.

8.3 Einsetzprozedur der Dummies

Bevor die Dummies im Fahrzeug positioniert werden, muss deren Instrumentierung überprüft und teilweise neu kalibriert werden. Eine Kalibrierung sämtlicher Sensoren und des Dummies selbst sollte spätestens nach 15 Crashversuchen erfolgen. Bei diesem Vorgang werden die Sensoren (bzw. Dummy Sub-Systeme) mit bekannten Meßgrößen (bzw. Lasten) beaufschlagt und das Ausgangssignal aufgezeichnet. Weicht der Ist- vom Sollwert, unter Berücksichtigung einer Toleranz ab, so müssen geeignete Maßnahmen ergriffen werden: Austausch von Teilen bzw. Ermittlung einer gültigen Sensitivität.

Ein weiterer Schritt vor dem Einsetzen der beiden Frontdummies ist die Bestimmung der Rückenlehnenneigung. Angelehnt an die EuroNCAP Einsetzprozedur dient die „H-Punkt“-Maschine mit ihren Einsitzkräften in unserem Experiment der Einstellung des Rückenlehnenwinkels. Dieser sollte dabei einen Winkel von 25° zur Vertikalen aufweisen. (siehe Abbildung 109 und Abbildung 110). [68]

Der „H-Punkt“ (Hip-Point) ist der Mittelpunkt des Drehgelenks zwischen dem Rumpf und den Oberschenkeln einer auf dem Fahrzeugsitz aufgesetzten 3-D-H-Maschine.

Aufgebaut ist die Gliederpuppe aus Metall und verstärktem Kunststoff mit getrennten, schüsselförmigen Gesäß- und Rückenteilen, die am „H-Punkt“ drehbar angebracht sind. [69]

Mit ihrer Hilfe können die Einsitzkräfte am Sitz simuliert werden. Dazu wird die Maschine mit Hilfe von 2 Libellen im Raum ausgerichtet und mit Gewichten an den entsprechenden Schwerpunkten bestückt, um eine Eindrückung des Sitzes zu erzielen, wie sie durch eine männliche Person mit einem Gewicht von 76 kg erreicht wird. [70]

Der eigentliche Verwendungszweck der „H-Punkt“-Maschine ist die Ermittlung des „SgRP“-Punktes (Seating Reference Point - Sitzbezugspunkt).

Dieser „SgRP-Punkt“ wird vom Fahrzeughersteller für jeden Sitzplatz festgelegt, um die Insassenposition im Fahrzeug zu definieren. Die Sitze sind so zu entwickeln, dass der „H-Punkt“ innerhalb einer gewissen Toleranz um den „SgRP-Punkt“ (Seating Reference Point - Sitzbezugspunkt) liegt. [71]



Abbildung 109: "H-Punkt" Maschine am Beifahrersitz [44]



Abbildung 110: Messung des Lehnenwinkels [44]

Nach korrekter Einstellung der Frontsitze werden die Sensoren noch einmal überprüft. Dabei wird beispielsweise die vorzeichenrichtige Wiedergabe der Ausgangssignale geprüft und kontrolliert, ob die einzelnen Kabel den richtigen Steckplatz haben (siehe Abbildung 111). Sind die Dummies nun mit an Bord wird ihre Sitzposition abschließend kontrolliert, um Fehler möglichst zu vermeiden (siehe Abbildung 112).



Abbildung 111: Sensorprüfung [44]



Abbildung 112: Sitzpositionsüberprüfung [44]

Abschließend ist darauf zu achten, dass sich die Mittellinien von Dummy und Sitz decken. Die Unterarme und Hände sämtlicher Dummies berühren die Außenseite der Oberschenkel. Die Handflächen des Fahrerdummy sind auf das Lenkrad zu legen („15.30“ und „20.30“). Um ein Verrutschen zu verhindern, werden die Daumen leicht an das Lenkrad geklebt. Um die Kontaktzonen zwischen Dummy und Fahrgastzelle nach dem Crash zu erkennen, werden Gesicht, Knie und Unterschenkel mit unterschiedlichen Farben angestrichen, die im

Falle eines Kontakts mit Fahrzeugbauteile abfärben (siehe Abbildung 113 und Abbildung 114).



Abbildung 113: Fahrzeugfond mit Kinderdummies [44]



Abbildung 114: Fahrzeugfront mit Erwachsenendummies [44]



Abbildung 115: Fzg-Fond beifahrerseitig [44]



Abbildung 116: Versuchsfahrzeug [44]

Abbildung 115 zeigt den Fahrzeugfond unmittelbar vor dem Experiment. In Abbildung 116 ist das Versuchsfahrzeug bereit für den Crashtest.

8.4 Versuchsdurchführung – Post-Crash

8.4.1 Fahrzeugkarosserie

Mit Hilfe der Videos ist festzustellen, dass sowohl beide Airbags, als auch beide Gurtstraffer gezündet haben. Nachdem der Crash erfolgt ist, zeigt sich äußerlich ein ähnliches Verformungsbild des Experimentes verglichen mit dem realen Unfallfahrzeug. Im Experiment ist der Verformungsverlauf nahezu vertikal, was auf die undeformierbare Barriere zurückzuführen ist (Abbildung 117 und Abbildung 119). Im Realunfall ist auch der Kollisionspartner Verformungen ausgesetzt, was zu einem vertikal und auch horizontal unsymmetrischen Verformungsbild führt (siehe Abbildung 118 und Abbildung 120). Der vordere Bereich der Fahrgastzelle wurde, ähnlich wie beim Unfallfahrzeug gestaucht (siehe Abbildung 122), so dass die beiden Fronttüren nur mit viel Kraft geöffnet werden konnten (siehe Abbildung 121). Der Fondbereich war nahezu frei von Stauchungen und Verformungen, so dass sich die beiden rückwärtigen Türen mit normaler Anzugskraft öffnen ließen.



Abbildung 117: Verformungsbild Experiment
[44]



Abbildung 118: Verformungsbild Realunfall
[44]



Abbildung 119: Verformungsbild Experiment
[44]



Abbildung 120: Verformungsbild Realunfall
[44]



Abbildung 121: Stauchungen im Frontbereich Experiment [44]

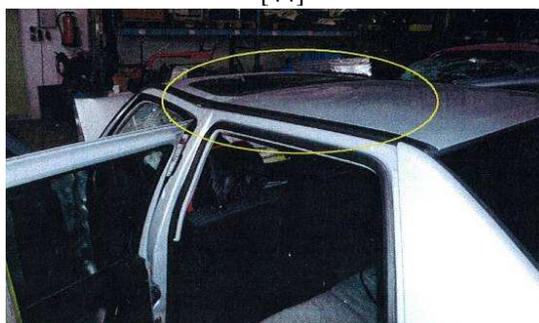


Abbildung 122: Stauchungen Realunfall
[44]

8.4.2 Dummies und Interieur

Abbildung 123 zeigt die Position der Dummies nach dem Crash. Das auffälligste Verhalten zeigt der in der Mitte des Fahrzeugfonds positionierte TNO P10 Dummy. Dadurch, dass er lediglich mit einem Beckengurt gesichert war, vollzog er eine große Vorverlagerung, die mit einem massiven Aufprall des Kopfes auf der Mittelkonsole große und diese dabei vollkommen zerstörte (siehe Abbildung 124, Abbildung 125 und Abbildung 126).



Abbildung 123: Post-Dummyposition
[44]



Abbildung 124: Dummyposition im Fond
[44]



Abbildung 125: Vorverlagerung des TNO P10
[44]



Abbildung 126: Vorverlagerung des TNO P10
[44]



Abbildung 127: Postcrash Position HIII 6year
[44]



Abbildung 128: Anschlagmarken HIII 5% hinten
[44]

Die Vorverlagerung der beiden äußeren Dummies des Fahrzeugfonds (siehe Abbildung 124 und Abbildung 127) wurde wie erwartet durch den Dreipunktgurt abgefangen, noch bevor einer der beiden Dummies mit dem Kopf die Rückenlehne der Vordersitze berührt hat.

Lediglich im Bereich der unteren Extremitäten fanden sich beim HIII 5% Dummy hinter dem Beifahrer farbliche Anschlagmarken am Vordersitz (siehe Abbildung 128). Keine Anschlagmarken waren bei dem HIII 6year zu erkennen (siehe Abbildung 130).

Beim HIII 5% Fonddummy tritt der Effekt des so genannten „Trappings“ auf. Dabei rutscht der Beckengurtteil des Dreipunktgurtes vom Hüftbereich in das Abdomen bis er schließlich bei der Wirbelsäule des Dummys ansteht. Dies führt zu einem sprunghaften Amplitudenausschlag im Beckenbeschleunigungsverlauf. Besagter Effekt tritt nur bei realen Dummys auf und kann in der Simulation nicht nachgestellt werden (siehe Abbildung 129).



Abbildung 129: "Trapping" beim HIII 5% hinten
[44]



Abbildung 130: Fußraum HIII 6year
[44]

Weiters konnte fahrzeugseitig eine Rückverlagerung des gesamten Armaturenbrettes beobachtet werden, was zu Anschlagmarken im Bereich der Knie und Unterschenkel von Fahrer als auch Beifahrerdummy führte (siehe Abbildung 131 und Abbildung 132).



Abbildung 131: Armaturenbrett Rückverlagerung
[44]



Abbildung 132: Fußraum des Fahrers
[44]

Die Zuladung von 10kg im Kofferraum führte dazu, dass es die geteilte Rückbanklehne bei deren Verankerungen aushebelt hat und diese anschließend weit in den Fond vordrang (siehe Abbildung 133 und Abbildung 134). Die karosserie-seitigen Bolzen der Verankerung blieben dabei intakt (siehe Abbildung 136). Lediglich die Rückbankscharniere wurden deformiert (siehe Abbildung 135). Das Video der Onboard-Kamera verdeutlicht diesen Ablauf sehr gut. Die Dummys im Fondbereich waren aber zu diesem Zeitpunkt bereits weit vorverlagert. Bei der Auswertung kann überprüft werden, ob dieser Effekt eine zusätzliche Insassenbelastung hervorruft.



Abbildung 133: Verformung der Rückbanklehne im Experiment von hinten [44]



Abbildung 134: Verformung der Rückbanklehne im Experiment seitlich [44]



Abbildung 135: Deformationen der Rückbanklehne [44]



Abbildung 136: Bolzen zur Rückbanksicherung [44]



Abbildung 137: Verformung der Rückbanklehne des Unfallfahrzeuges von hinten [44]



Abbildung 138: Verformung der Rückbanklehne des Unfallfahrzeuges seitlich [44]

Eine Vermessung der Verformung der Rückbanklehne beim Unfallfahrzeug, als auch beim Experiment ergab, dass sich diese weitgehend deckt (siehe Abbildung 133, Abbildung 134, Abbildung 137 und Abbildung 138). Die Messung erfolgte dabei von der Trennfuge der Rückbanklehne bis zum kofferraumseitigen Querträger.

8.5 DIAdem Auswertung

DIAdem ist eine Software zur Verarbeitung von Mess- und Simulationsdaten. Neben der Erfassung können die Daten visualisiert, sowie mathematisch analysiert werden. [72] Sämtliche Messwerte werden entsprechend der SAEJ211 Vorschrift vom März 1995 gefiltert. Bei jenen Messgrößen, die in allen drei Koordinatenrichtungen gemessen werden, wird nach deren Filterung die Resultierende gebildet und graphisch aufgezeichnet.

8.5.1 Fahrzeug

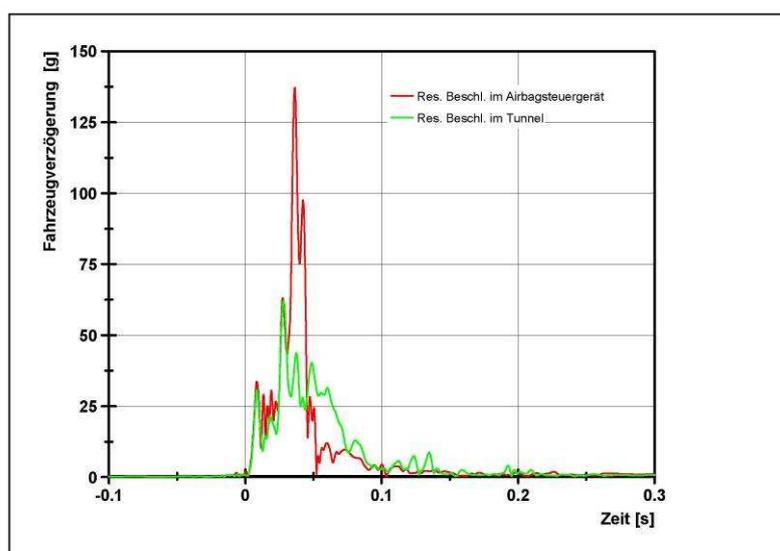


Abbildung 139: Fahrzeugbeschleunigung [44]

Das erste Maximum erreichte der Verzögerungsverlauf bei etwa 10ms (siehe Abbildung 140) und blieb dann bis ca. 25ms auf etwa gleichem Niveau (siehe Abbildung 139). Dies entspricht den Steifigkeiten vom weichen Vorbau des Fahrzeuges (Stoßstange etc.). Das absolute Maximum der Fahrzeugverzögerung wurde bei ca. 40ms nach T_0 erreicht (siehe Abbildung 139 und fahrzeugseitig Abbildung 141). Die Differenz der Amplituden aufgezeichnet von dem Sensor im Bereich des Airbagsteuergerätes und jenem im Tunnel des Fonds resultiert aus unterschiedlichen Struktursteifigkeiten der Bauteile, die zwischen diesen Sensoren verbaut sind.



Abbildung 140: Vento nach 10ms [44]



Abbildung 141: Vento nach 40ms [44]

HIII 6year – Dummy

In den folgenden Diagrammen werden die Grenzwerte der jeweiligen Körperbelastungen durch eine horizontale Linie gekennzeichnet. Das Maximum der Kopfbeschleunigung liegt im Bereich von 75ms nach T0 (siehe Abbildung 142 und Abbildung 143).

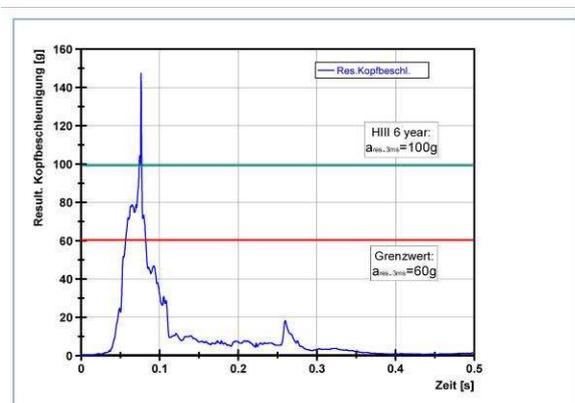


Abbildung 142: Kopfbeschleunigung HIII 6year
[44]

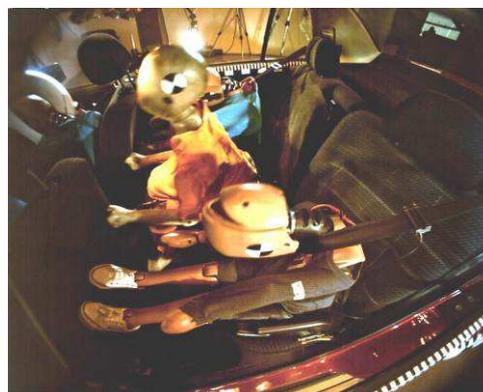


Abbildung 143: HIII 6year 75ms nach T0
[44]

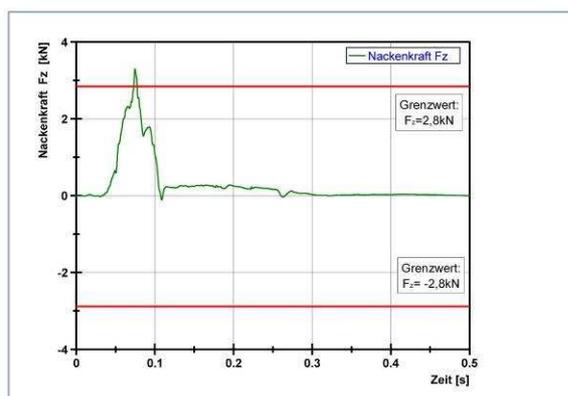


Abbildung 144: Nackenmoment HIII 6year
[44]

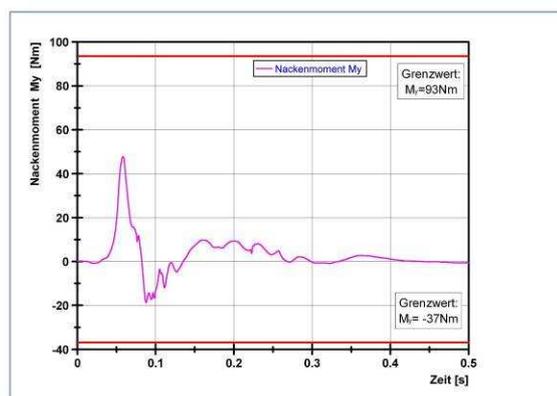


Abbildung 145: Nackenkraft HIII 6year
[44]

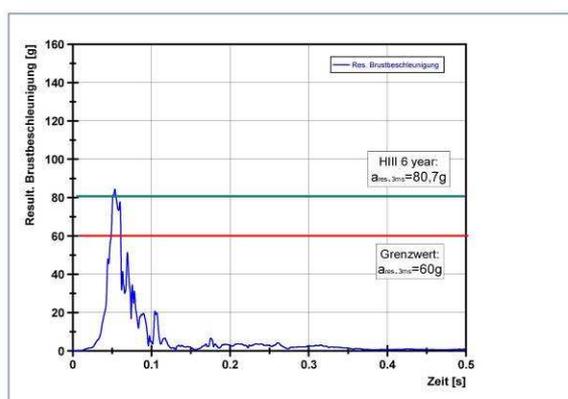


Abbildung 146: Brustbeschleunigung HIII 6year
[44]

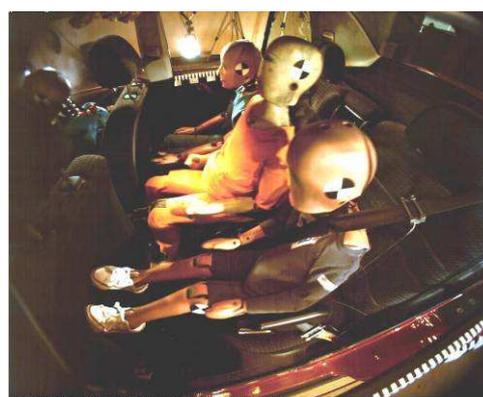


Abbildung 147: HIII 6year 55ms nach T0
[44]

Die maximale Nackenkraft liegt ebenfalls bei ca. 75ms, das maximale Nackenmoment bei 60ms (siehe Abbildung 144 und Abbildung 145).

Das Maximum der Brustbeschleunigung liegt bei 55ms nach T0 (siehe Abbildung 146). Sehr früh, nämlich bereits 42ms, wird die maximale Brusteindrückung erreicht.

Eine Überschreitung der Grenzwerte tritt in den Bereichen Kopf, Nacken und Brust auf (siehe Tabelle 66 im Anhang).

Da die Gurtkräfte im Bereich des Becken- und Schultergurt die Schwelle von 3000N übersteigen würde es zu einem Ansprechen eines eingebauten Gurtkraftbegrenzers kommen (siehe Abbildung 150). Die Brusteindrückung überschreitet mit 42mm knapp den Grenzwertwert von 40mm (siehe Abbildung 149).

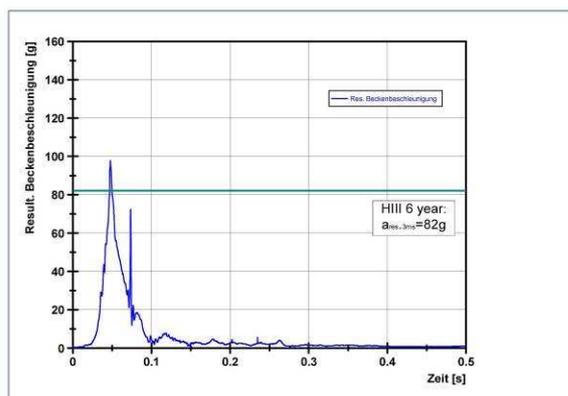


Abbildung 148: Beckenbeschleunigung HIII 6year
[44]

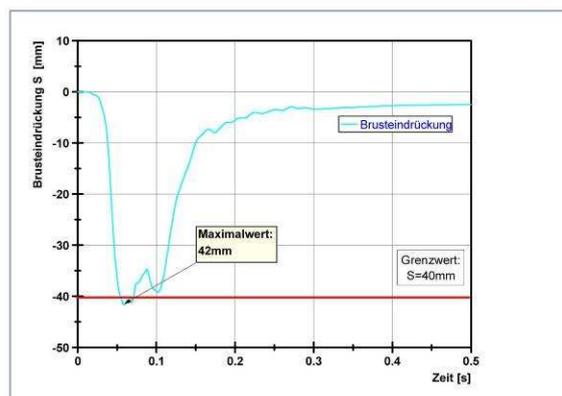


Abbildung 149: Brusteindrückung HIII 6year
[44]

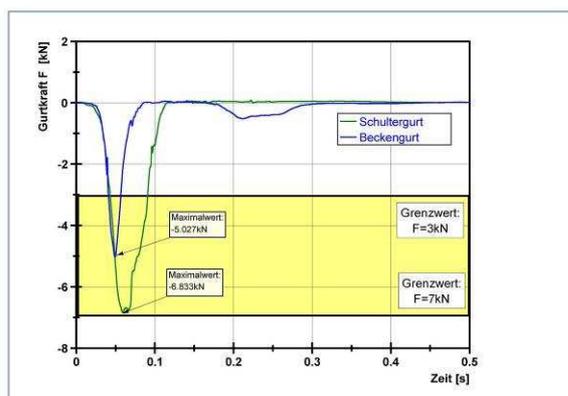


Abbildung 150: Gurtkräfte HIII 6year
[44]

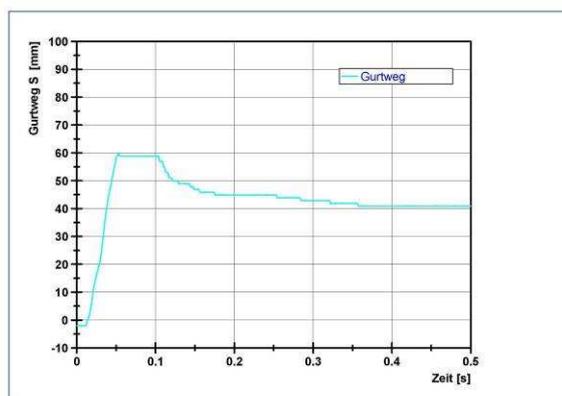


Abbildung 151: Gurtweg HIII 6year
[44]

Abbildung 148 zeigt die Beckenbeschleunigung des HIII 6year, die zwar mitgemessen wurde, für die aber keinen vorgeschriebenen Grenzwert existiert. Abbildung 151 zeigt den Gurtweg des HIII 6year Dummies.

8.5.2 TNO P10 – Dummy

Das Maximum der Kopfbeschleunigung wird, im Vergleich zu den anderen Dummies, sehr spät, rund 120ms nach T0 erreicht (siehe Abbildung 152 und Abbildung 153).

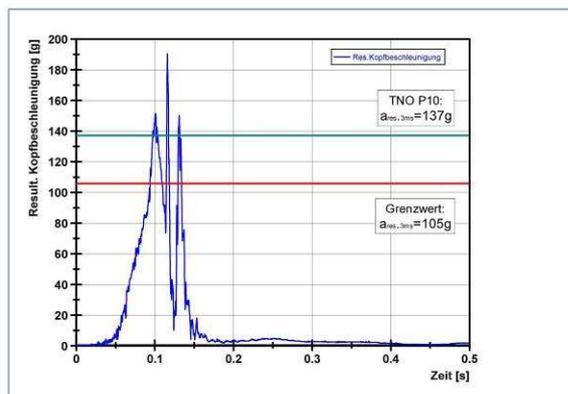


Abbildung 152: Kopfbeschleunigung TNO P10
[44]

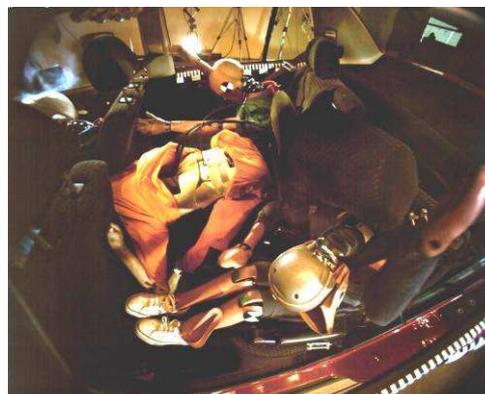


Abbildung 153: TNO P10 120ms nach T0
[44]

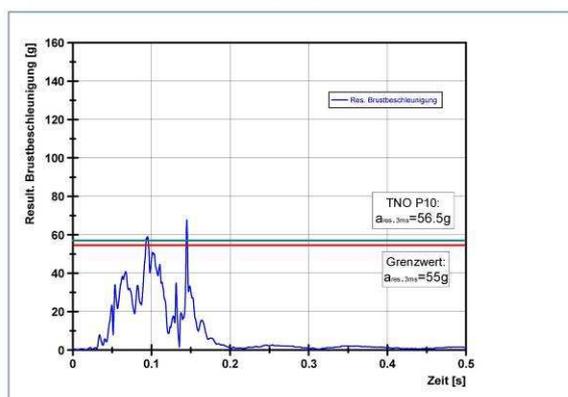


Abbildung 154: Brustbeschleunigung TNO P10
[44]

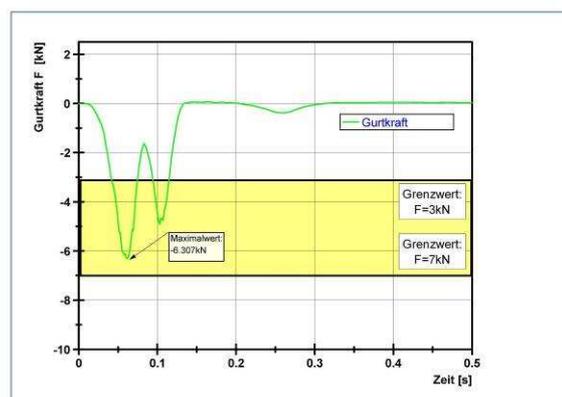


Abbildung 155: Beckengurtkraft TNO P10
[44]

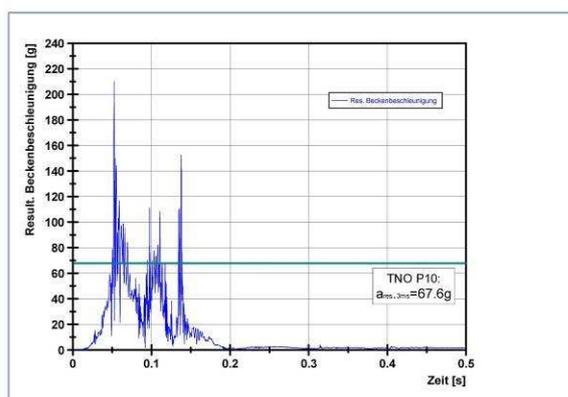


Abbildung 156: Beckenbeschleunigung TNO P10
[44]

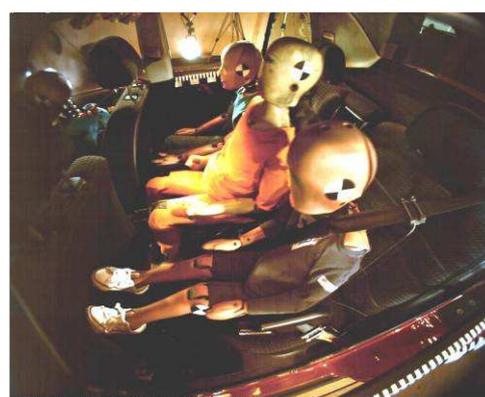


Abbildung 157: TNO P10 55ms nach T0
[44]

Die maximale Brustbeschleunigung des TNO P10 liegt über dem Grenzwert, doch ist durch die große Vorverlagerung zu berücksichtigen, dass der Kopfaufprall an der Mittelkonsole zur annähernd selben Zeit wie der Brustanschlag auf den eigenen oberen Extremitäten stattfindet (siehe Abbildung 154).

Somit ist ein nicht genau einzuschätzender Zusammenhang zwischen beiden Messwerten gegeben. Auch die Beckenbeschleunigung ist durch die weite Vorverlagerung beeinflusst (siehe Abbildung 156 und Abbildung 157). Abbildung 155 zeigt die Gurtkraft des Beckengurtes, die über der unteren Ansprechschwelle des Gurtkraftbegrenzers liegt. Zu einer Überschreitung der Grenzwerte kommt es im Bereich des Kopfes und der Brust (siehe Tabelle 67 im Anhang).

8.5.3 Vergleich HIII 5% vorne und hinten

In den folgenden Diagrammen werden die aufgezeichneten Messwerte von Beifahrer (grüne Kurve) und des rechten Fondspassagiers (rote Kurve) gegenübergestellt. Im Besonderen wird das Augenmerk auf die Belastungen des Fondspassagiers gelegt.

Die Kopfbeschleunigung beider HIII 5% Dummies tritt nach ungefähr 75ms auf, wobei die Amplitudendifferenz auf die Auswirkung des Frontairbags zurückzuführen ist (siehe Abbildung 158 und Abbildung 159). Dieser reduziert die Kopfbeschleunigung des HIII 5% Frontdummys um ca. 25% bezogen auf den HIII 5% Dummy im Fond.

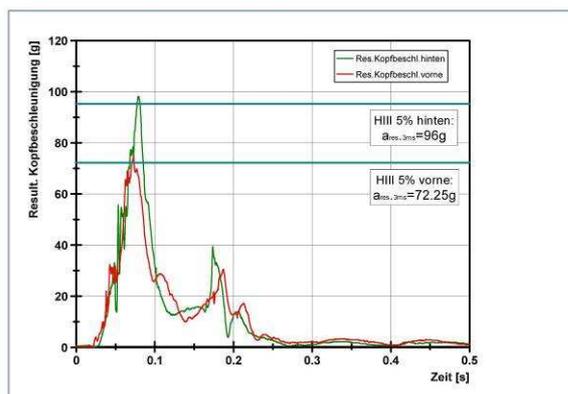


Abbildung 158: Kopfbeschleunigung vorne/hinten
[44]



Abbildung 159: HIII 5% 75ms nach T0
[44]

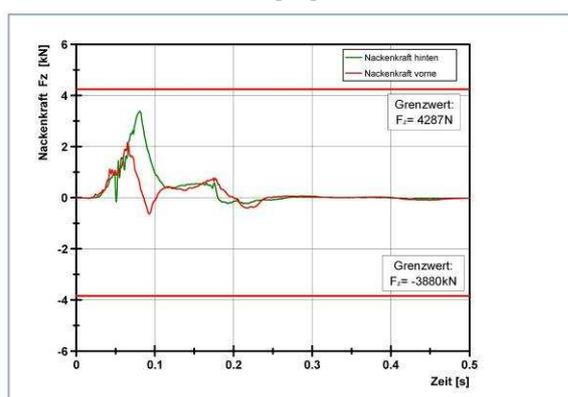


Abbildung 160: Nackenkraft vorne/hinten
[44]

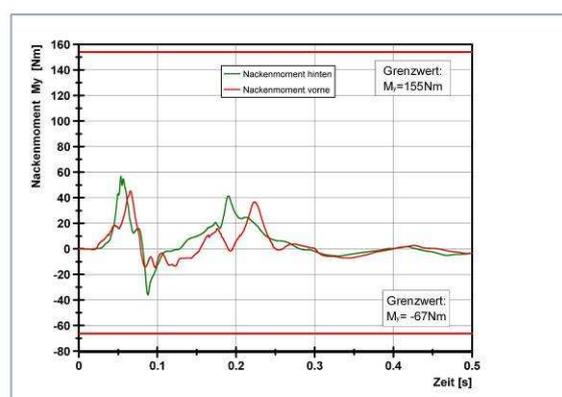


Abbildung 161: Nackenmoment vorne/hinten
[44]

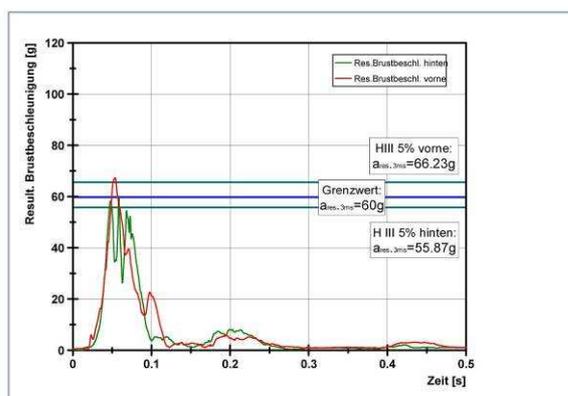


Abbildung 162: Brustbeschleunigung vorne/hinten
[44]

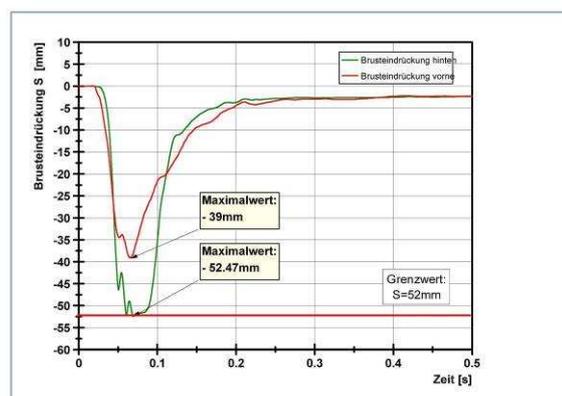


Abbildung 163: Brusteingdrückung vorne/hinten
[44]

Auch bei den Nackenkräften und Nackenmomenten zeigt sich die positive Wirkung des Frontairbags, wenn auch nicht mehr so eklatant (siehe Abbildung 160 und Abbildung 161).

Brustbeschleunigung und Brusteindrückung zeigen ihre Maxima bei etwa 60ms nach T0 und sind somit nur geringfügig früher als bei der Kopfbeschleunigung (siehe Abbildung 162 und Abbildung 163). Wieder ergibt sich eine Differenz in den Amplitudenmaxima, sowohl bei Beschleunigung, als auch bei der Eindrückung. Diesmal ist der Effekt mit hoher Wahrscheinlichkeit auf den Gurtstraffer zurückzuführen. Dieser zündet bereits 18ms nach T0 und sorgt dafür, dass die Gurtlose minimiert wird und der HIII 5% Frontdummy früher an der Fahrzeugverzögerung teilnimmt. Dies führt zu einer prozentualen Verbesserung von 16% bei der Brustbeschleunigung und 26% bei der Brusteindrückung.

Allerdings tritt bei dem HIII 5% Fonddummy der „Trapping“-Effekt auf, welcher neben der Becken- auch die Brustbeschleunigung beeinflusst und somit zu einer Verfälschung der Messwerte führt. Trapping tritt etwa 60ms nach T0 auf. (siehe Abbildung 164)

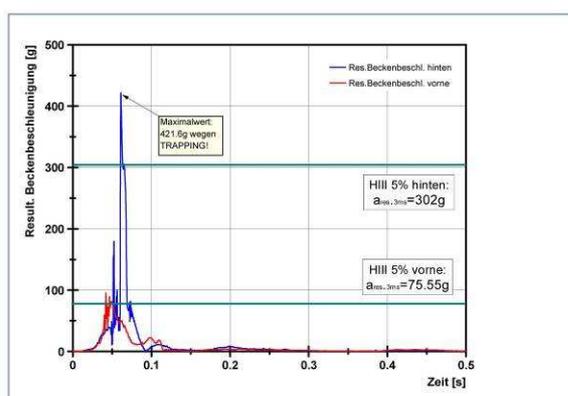


Abbildung 164: Beckenbeschleunigung vorne/hinten
[44]

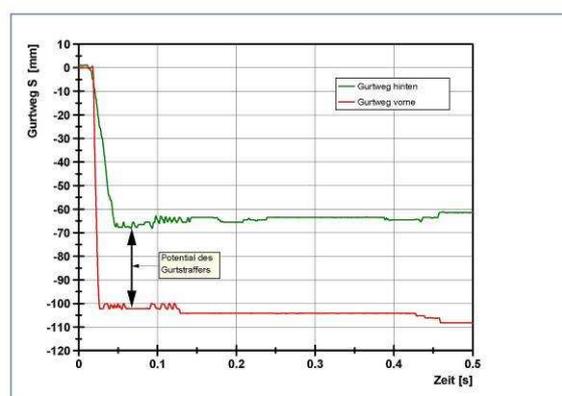


Abbildung 165: Gurtweg vorne/hinten
[44]

Vor allem an den Gurtwegen ist der Effekt des Gurtstrafers ersichtlich (siehe Abbildung 165). Die Differenz im Gurtweg beträgt ungefähr 34mm. Ab diesem Zeitpunkt ist die Kraft, die der HIII 5% Dummy in den Schultergurt überträgt größer als die Anzugskraft des Gurtstrafers und das Gurtelement blockiert.

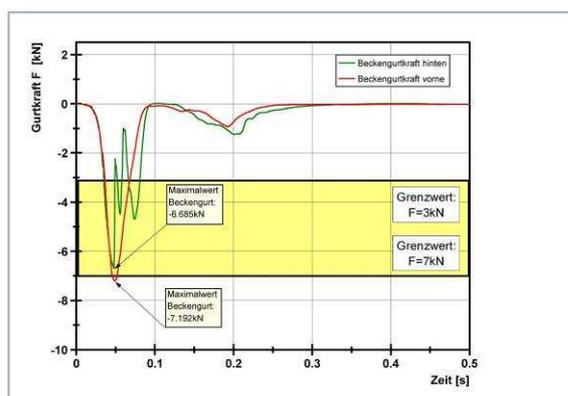


Abbildung 166: Beckengurtkraft vorne/hinten
[44]

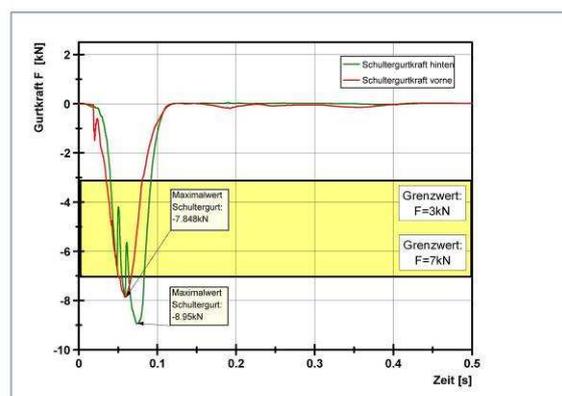


Abbildung 167: Schultergurtkraft vorne/hinten
[44]

Die geringere Schultergurtkraft des vorderen HIII 5% Dummys in Abbildung 167 ergibt sich mit hoher Wahrscheinlichkeit aus der Wirkung von Gurtstraffer und Airbag.

Eine Überschreitung der Grenzwerte ist im Bereich des Kopfes und der Brust des Fonddummy und im Bereich des Kopfes, wenn auch geringfügig, beim HIII 5% Frontdummy festzustellen (siehe Tabelle 68 und Tabelle 69 im Anhang).

8.5.4 HIII 50% Dummy

Die maximale Kopfbeschleunigung tritt nach etwa 70ms nach T0 auf (siehe Abbildung 168 und Abbildung 169). Das zweite Amplitudenmaximum entsteht aus einem Anprall des Kopfes auf die Nackenstütze bei 185ms nach T0 (beim so genannten Rebound) und kann nicht mehr auf die Wirkung des Rückhaltesystems zurückgeführt werden. Jedoch überschreitet bereits der erste Maximalwert den Grenzwert um rund 10%.

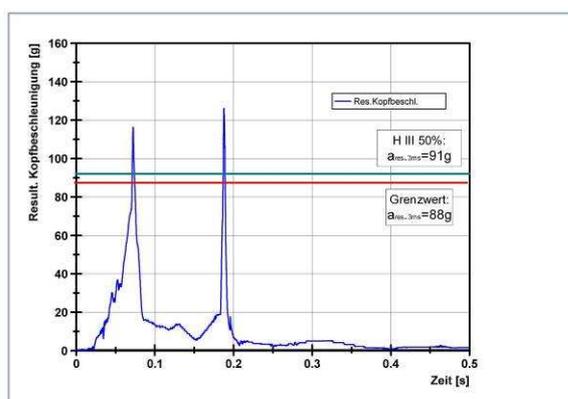


Abbildung 168: Kopfbeschleunigung HIII 50%
[44]



Abbildung 169: HIII 50% 70ms nach T0
[44]

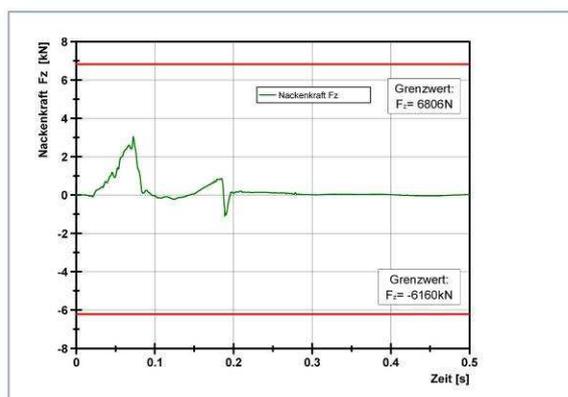


Abbildung 170: Nackenkraft HIII 50%
[44]

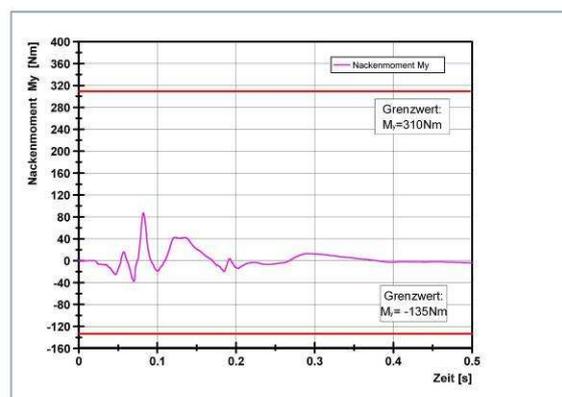


Abbildung 171: Nackenmoment HIII 50%
[44]

Nackenkraften und Nackenmomenten sind weit entfernt von den zwei Grenzwerten und somit ergibt sich eine geringe Verletzungswahrscheinlichkeit im Nackenbereich (siehe Abbildung 170 und Abbildung 171).

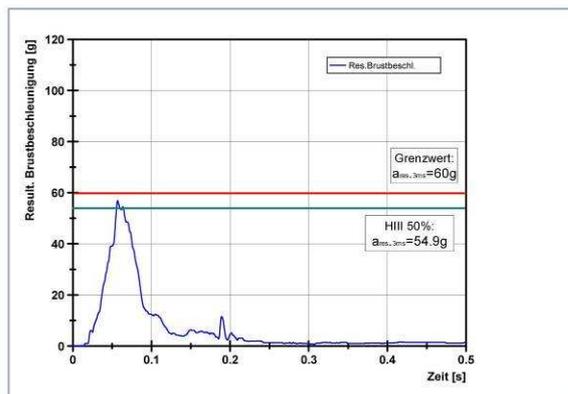


Abbildung 172: Brustbeschleunigung HIII 50%
[44]

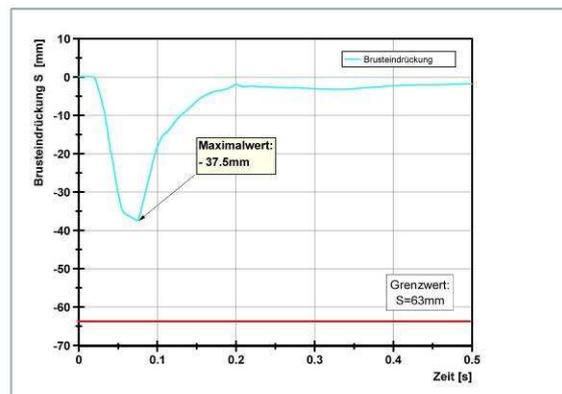


Abbildung 173: Brusteingdrückung HIII 50%
[44]

Das Maximum der Brustbeschleunigung liegt auch bei etwa 70ms nach T0 und ist unterhalb des Grenzwertes (siehe Abbildung 172).

Die Brusteingdrückung ist verhältnismäßig gering (siehe Abbildung 173). Die Beckenbeschleunigung ist in Abbildung 174 dargestellt. Für diese existiert wiederum kein Grenzwert, dem der Messwert gegenübergestellt werden könnte.

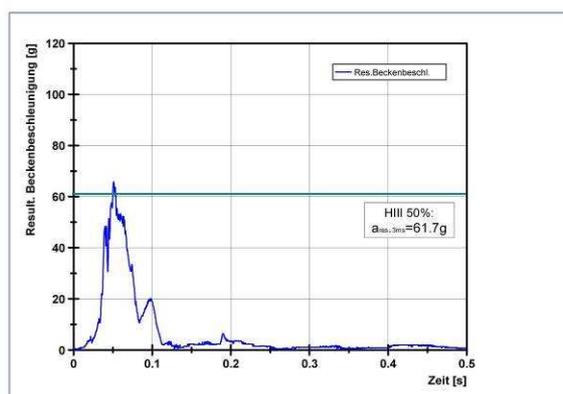


Abbildung 174: Beckenbeschleunigung HIII 50%
[44]

Eine eindeutige Überschreitung der Grenzwerte ist beim HIII 50% Dummy nur im Bereich des Kopfes zu verzeichnen (siehe Tabelle 70 im Anhang)

8.5.5 Einfluss der Zuladung

Mit Hilfe der Onboard-Kamera kann die maximale Vorverlagerung der Fondrückenlehne zeitlich genau lokalisiert werden. So wird diese beim HIII 6year Dummy 109ms nach dem Crashzeitpunkt erreicht (siehe Abbildung 177), bei dem TNO P10 und HIII 5% Dummy bereits 97ms nach T0. Unterschiede in den maximalen Vorverlagerungszeitpunkten ergeben sich dadurch, dass die Rückbanklehne bei einem Drittel aus Sicht des HIII 6year geteilt ist. Untersucht man diese Vorverlagerung in Bezug auf den Kontakt der Rückenlehne mit den einzelnen Dummies, so kann lediglich beim HIII 6year ein solcher eruiert werden (siehe Abbildung 175 und Abbildung 176).

Der Torso des TNO P10 ist aufgrund der Verwendung des Beckengurtes bereits in nahezu horizontaler Position. Auch der HIII 5% Dummy weist so gut wie keinen Kontakt mit der Lehne auf.

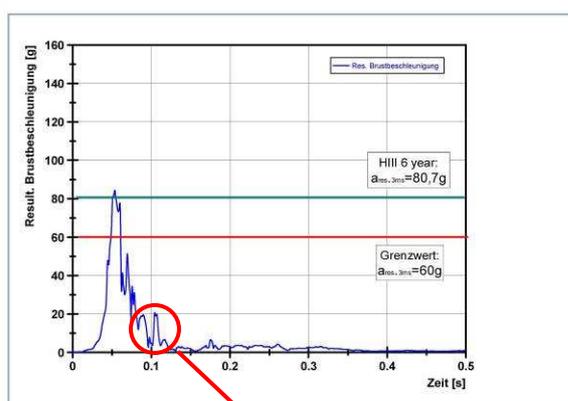


Abbildung 175: Res. Brustbeschleunigung HIII 6year [44]

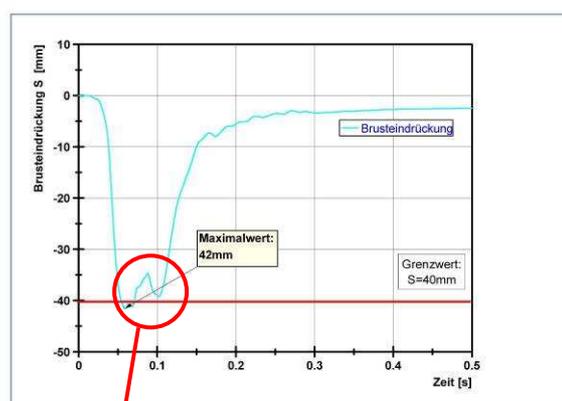


Abbildung 176: Brusteingdrückung HIII 6year [44]

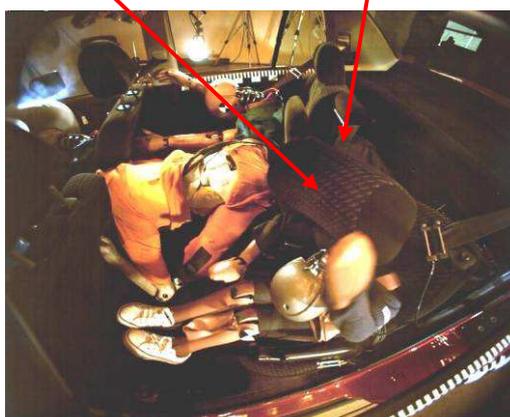


Abbildung 177: Rückenlehne 109ms nach T0 [44]

9 VALIDIERUNG DES MADYMO-MODELLS

Unter Validierung versteht man den Abgleich von Messung und Simulation. Dies bildet die Grundlage für vertrauenswürdige Simulationsergebnisse und ist daher die Basis eines prognosefähigen Modells. Diese Modellvalidierung ist mit einer Variation zahlreicher Modellparameter verbunden, wie zum Beispiel verschiedenste Kontaktdefinitionen, Wahl geeigneter Gelenke samt ihren Freiheitsgraden, aber auch zahlreiche Funktionen für Bauteile wie dem Gurtaufroller.

Vereinfachungen, die zwecks Reduktion der Simulationsdauer und Robustheit des Modells getroffen werden, stellen eine besondere Herausforderung an die Validierung dar. Aus diesem Grund wurden Kontaktmodellierungen zwischen Gurt und Dummy teilweise nicht ausgeführt (außer TNO P10) und die Sitzflächen sind nicht deformierbar gestaltet. Die Charakteristik des Sitzschaums wird daher durch Kontakt-Modellierung erreicht und wird durch Spannungs-/Eindringungskurven hinterlegt. Ein ganz wichtiger Aspekt ist auch, dass die Zuladung im Kofferraum und somit die Vorverlagerung der Rückbanklehne nicht simuliert werden kann.

Abbildung 178 bis Abbildung 183 zeigen die Gegenüberstellung von Simulation links und Experiment rechts und geben Einblicke in den Bewegungsablauf zu unterschiedlichen Crashzeitpunkten. Man erkennt, dass die Bewegung sehr gut nachgestellt werden kann.

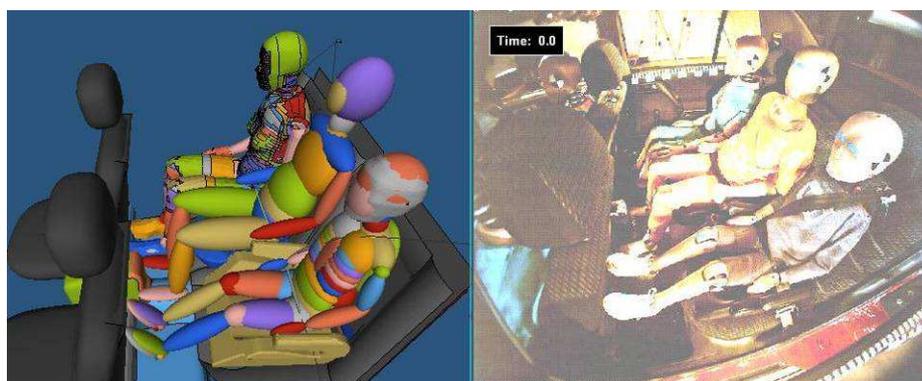


Abbildung 178: Gegenüberstellung Simulation - Experiment zum Crashzeitpunkt [44]

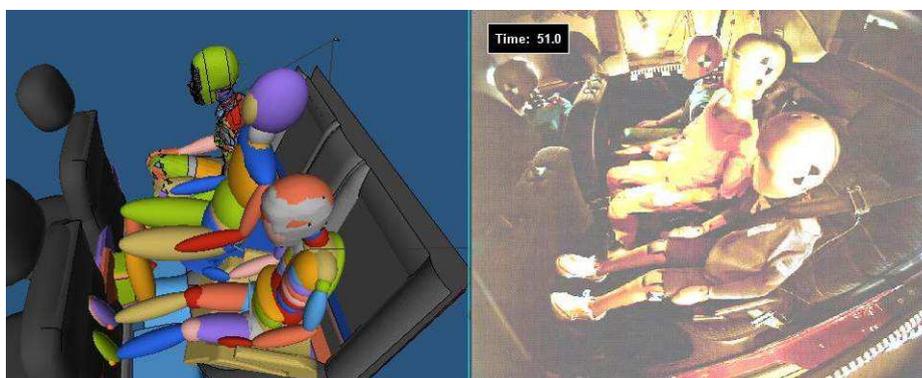


Abbildung 179: Simulation und Experiment 51ms nach T0 [44]

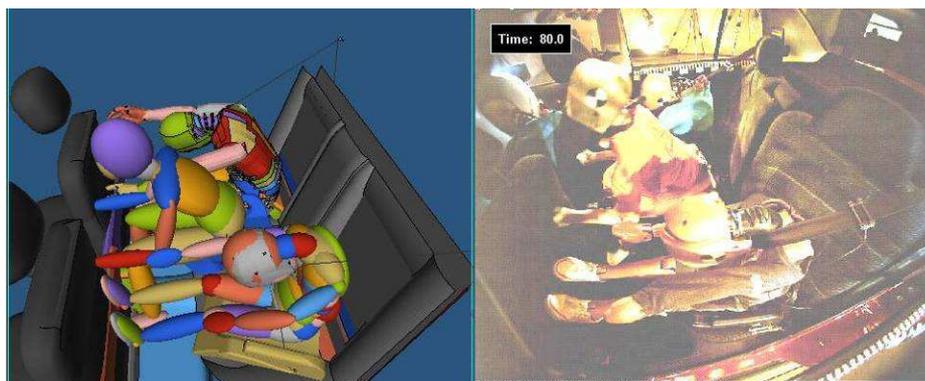


Abbildung 180: Simulation und Experiment 80ms nach T0 [44]

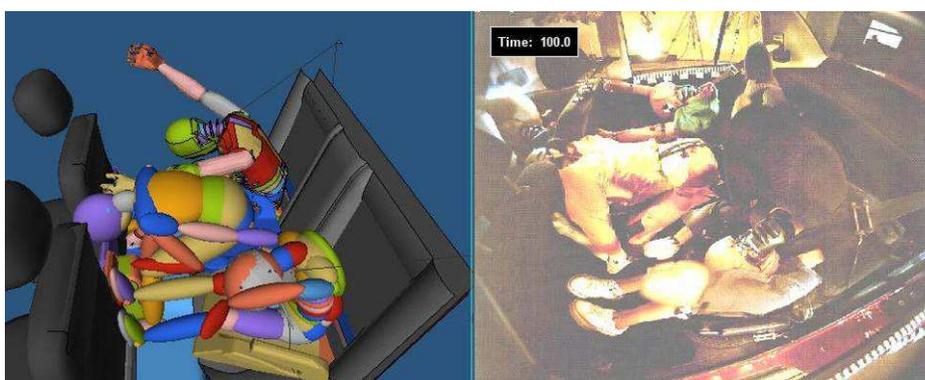


Abbildung 181: Simulation und Experiment 100ms nach T0 [44]

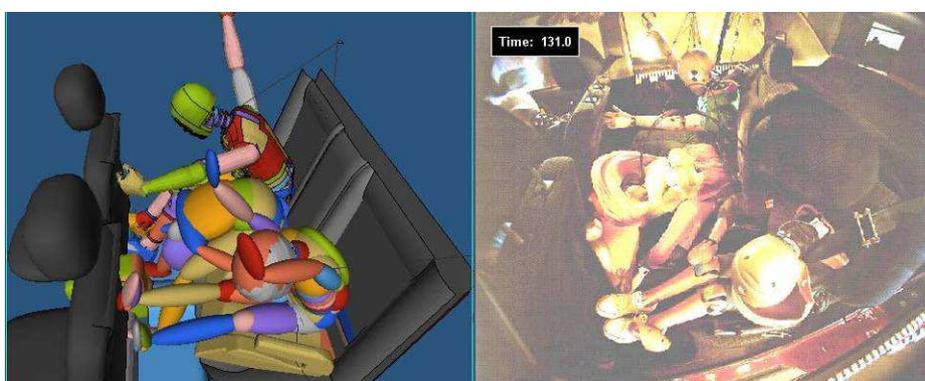


Abbildung 182: Simulation und Experiment 131ms nach T0 [44]

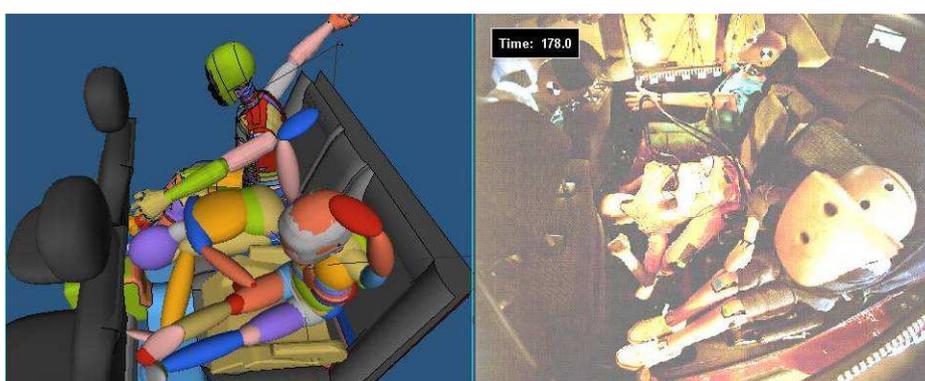


Abbildung 183: Simulation und Experiment 178ms nach T0 [44]

9.1 HIII 6year Dummy

9.1.1 Diagrammdarstellung

Mit Rücksicht auf die erwähnten Vereinfachungen decken sich Simulation und Experiment in den Abbildung 184 bis Abbildung 191 beim HIII 6year gut.

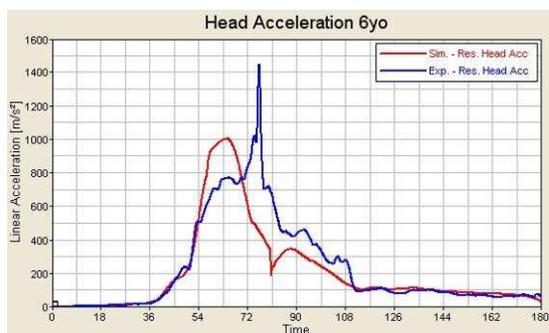


Abbildung 184: Kopfbeschleunigung [44]



Abbildung 185: Nackenkräfte [44]

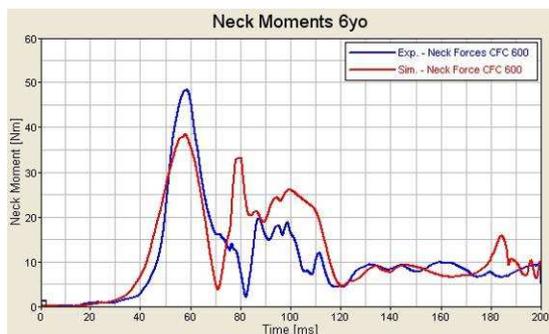


Abbildung 186: Nackenmomente [44]

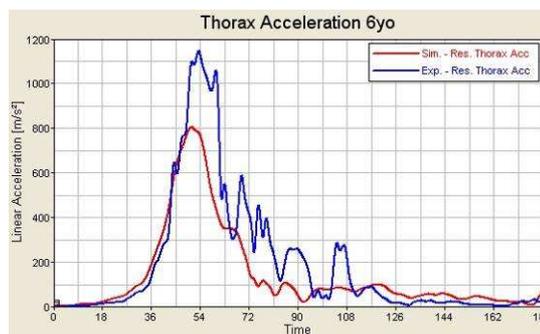


Abbildung 187: Brustbeschleunigung [44]

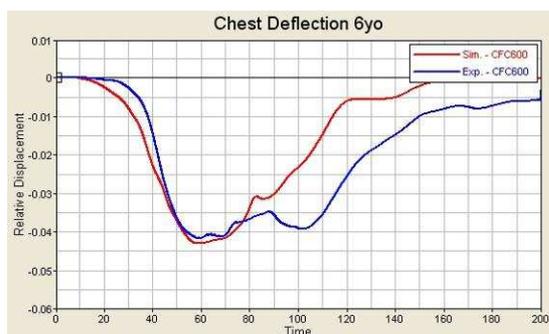


Abbildung 188: Brusteingdrückung [44]

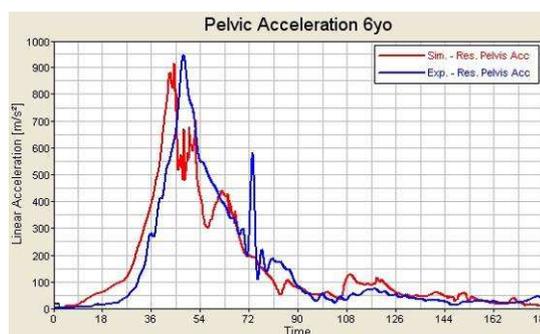


Abbildung 189: Beckenbeschleunigung [44]

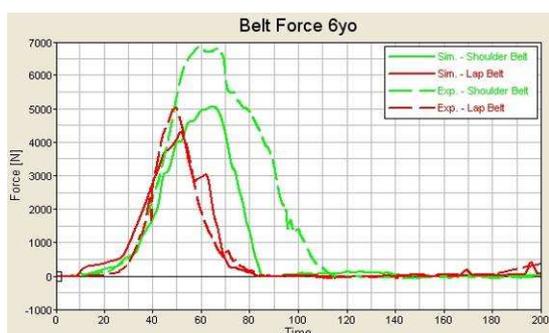


Abbildung 190: Gurtkräfte [44]

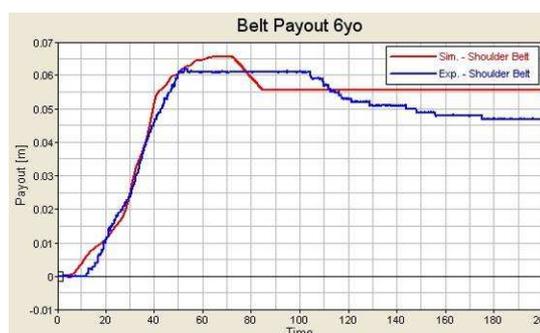


Abbildung 191: Gurtweg [44]

9.1.2 Messwerte

Tabelle 48: Messwerte Experiment – Simulation HIII 6year [44]

Körperregion		Grenzwerte	SirF	Validiert
Kopf	HIC15	700	1079	1257
	HIC36	1000	1554	1337
	Verlag. horiz.[mm]			
	Verlag. vert.[mm]			
	$a_{res,3ms}$ [g]	60	100,4	99,3
Nacken	N_{ij}	1	1,29	1,315
	Zug/Druck: F_{zkrit} [N] (upper)	2800	3299	3267
	Zug/Druck: F_{zkrit} [N] (lower)	2800	3864	3986
	Beug./Streck. My_{krit} [Nm] (upper)	93/37	47,77	38,5
	Beug./Streck. My_{krit} [Nm] (lower)	93/37	18,68	205,8
Brust	$a_{res,3ms}$ [g]	60	81	78,7
	$a_{z,3ms}$ [g]			
	s_{max} [mm]	40	≈42	43,25
	v_c [m/s]	1	0,61	0,41
	Kräfte			
	Momente			
Becken	$a_{res,3ms}$ [g]		82	80
Obersch.	F in 3 Achsen			
	M in 3 Achsen			
Knie	Knie-Verschieb.			
Untersch.	F im Schienbein			
	M im Schienb.			
Fußgelenk	F in 3 Achsen			
	M in 3 Achsen			
Zehen	F in z-Richtung			
Gurtkräfte	$F_{Schultergurt}$ [kN]	$F_{gr.}=3-7$	6833	5057
	$F_{Beckengurt}$ [kN]	$F_{gr.}=3-7$	5027	4304
Gurtweg	s am D-Ring [mm]		59,71	65,4

In den rot hinterlegten Feldern überschreiten die Messwerte der jeweiligen Körperregionen sowohl beim Experiment als auch bei der Simulation die Grenzwerte (siehe Tabelle 48). Am deutlichsten ist dieser Effekt im Bereich des Kopfes zu erkennen.

Auch aus der tabellarischen Gegenüberstellung von Experiment und Simulation erkennt man eine gute Übereinstimmung.

9.2 TNO P10 Dummy

9.2.1 Diagrammdarstellung

Unterschiede in den Verläufen der Kopf- und Brustbeschleunigung ergeben sich aufgrund des Zusammenhangs zwischen den Bewegungsabläufen von Kopf und Thorax. Bei der Vorverlagerung des TNO P10 durchläuft dessen Torso eine Kippbewegung mit dem Kopf in Richtung Mittelkonsole, da dieser nur mit einem Beckengurt gesichert ist. Im Zuge dieser Bewegung stützen sich die Arme des Dummy an den Vordersitzen ab (siehe Abbildung 180). Anschließend kommt es zu einem Kontakt der Schultern mit den Frontsitzen (siehe Abbildung 181). Fast zeitgleich zum Aufprall des Kopfes an der Fahrzeugmittelkonsole kommt es zu einem Anprall des Thorax auf die unteren Extremitäten, die in Folge dessen zur Außenseite hin ausweichen (siehe Abbildung 181).

Diese Abhängigkeit im Verhalten beider Körperregionen lässt sich nur abstrahiert in der Simulation nachstellen. Die Kontakte zwischen Arme und Frontsitz und Schulter und Frontsitz können fast identisch simuliert werden, die Ausweichbewegung der unteren Extremitäten hingegen nicht. Soweit decken sich in Simulation und Experiment in den Abbildung 192 bis Abbildung 195 gut.

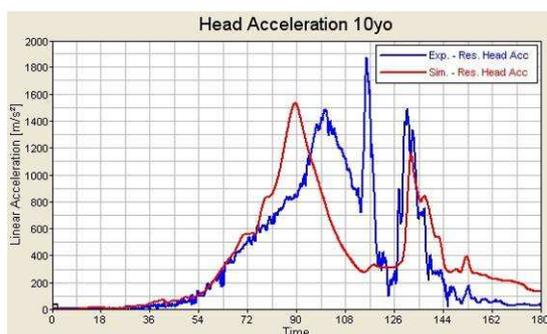


Abbildung 192: Kopfbeschleunigung [44]

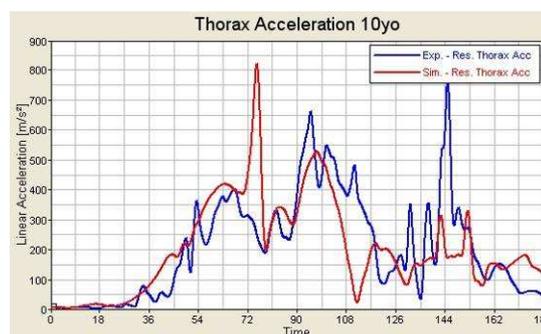


Abbildung 193: Brustbeschleunigung [44]

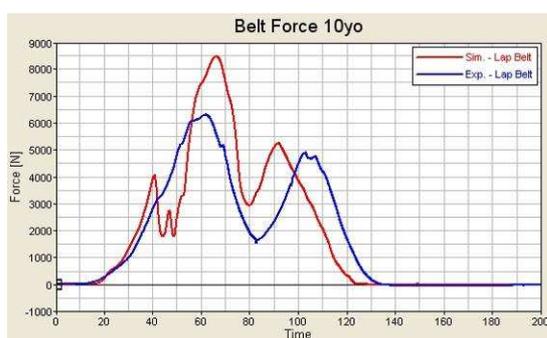


Abbildung 194: Gurtkräfte [44]

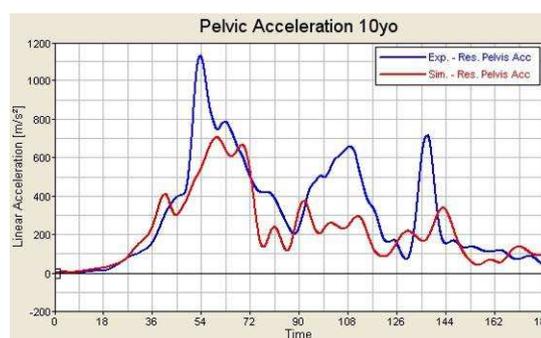


Abbildung 195: Beckenbeschleunigung [44]

9.2.2 Messwerte

Tabelle 49: Messwerte Experiment - Simulation TNO P10 [44]

Körperregion		Grenzwerte	SirF	Validiert
Kopf	HIC15		2893	2788
	HIC36		4817	3249
	Verlag. hori.[mm]	550		
	Verlag. vert.[mm]	80		
	$a_{res,3ms}$ [g]	105	150,4	147
Nacken	N_{ij}			
Zug/Druck:	F_{zkrit} [N] (upper)			
Zug/Druck:	F_{zkrit} [N] (lower)			
Beug./Streck.	M_{ykrit} [Nm] (upper)			
Beug./Streck.	M_{ykrit} [Nm] (lower)			
Brust	$a_{res,3ms}$ [g]	55	58	60,3
Becken	$a_{res,3ms}$ [g]		114	70
Gurtkräfte	$F_{Beckengurt}$ [kN]		6307	8474

Die roten Felder in Tabelle 49 bedeuten wiederum eine Überschreitung der Grenzwerte in diesen Körperregionen. Die größten Messwerte ergeben sich im Bereich des Kopfes, da dieser auf der Mittelkonsole aufschlägt. Obwohl die Ausweichbewegung der Oberschenkel durch den sich vorverlagernden Torso in der Simulation nicht reproduzierbar ist, weisen Experiment und Simulation eine gute Übereinstimmung auf.

9.3 HIII 5% Dummy

9.3.1 Diagrammdarstellung

In Abbildung 201 erkennt man den Einfluss des „Trapping“-Effekts. Wie bereits erwähnt rutscht der Gurt über das Becken in das Abdomen bis er an der Wirbelsäule des HIII 5% Dummys ansteht. Dies führt zu der großen Amplitude von knapp 400g.

Dieses Verrutschen des Beckengurtsegments hat auch Einfluss auf das Schultergurtsegment des Dreipunktgurtes, was zu dem auffälligen Brustbeschleunigungsverlauf in Abbildung 199 führt. Das Trapping ist ein Effekt, der nur beim Experiment auftreten kann und in der Simulation nicht modellierbar ist. Ansonsten stimmen auch beim HIII 5% Dummy Experiment und Simulation gut überein (siehe Abbildung 196 bis Abbildung 203).

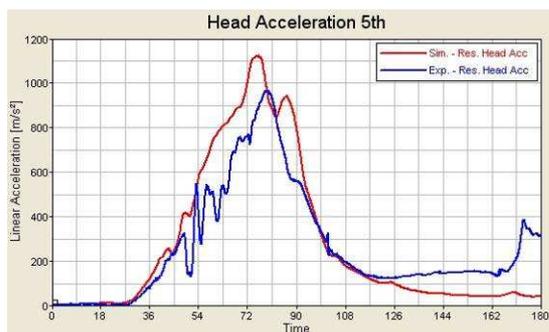


Abbildung 196: Kopfbeschleunigung [44]

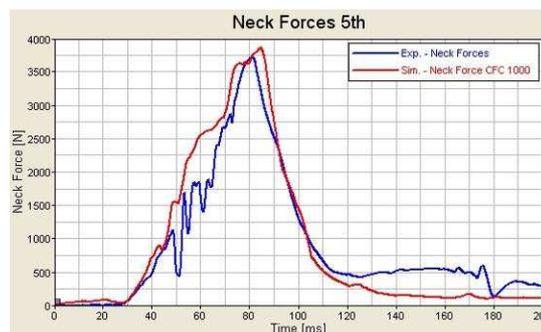


Abbildung 197: Nackenkräfte [44]

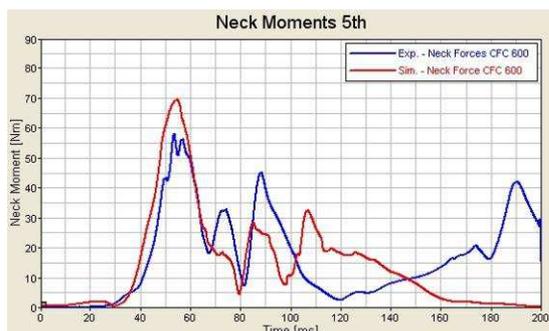


Abbildung 198: Nackenmomente [44]

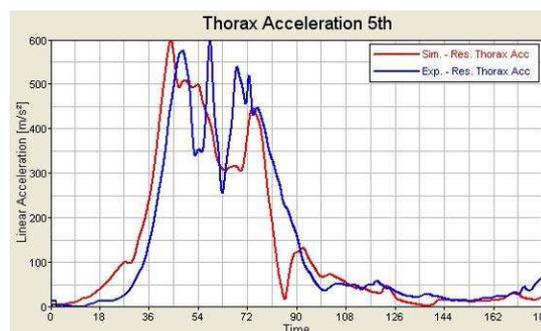


Abbildung 199: Brustbeschleunigung [44]

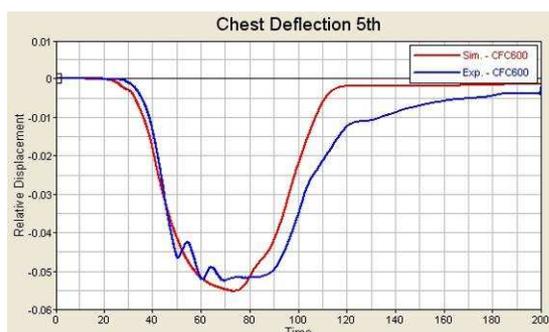


Abbildung 200: Brusteingdrückung [44]

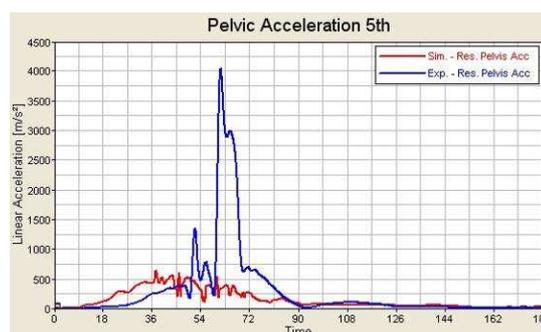


Abbildung 201: Beckenbeschleunigung [44]



Abbildung 202: Gurtkräfte [44]



Abbildung 203: Gurtweg [44]

9.3.2 Messwerte

Tabelle 50: Messwerte Experiment - Simulation HIII 5% [44]

Körperregion		Grenzwerte	SirF	Validiert
Kopf	HIC15	700	1047	1537
	HIC36		1479	2791
	Verlag. horiz.[mm]			
	Verlag. vert.[mm]			
	$a_{res,3ms}$ [g]		96	111
Nacken	Nij	1	0,85	1,1
	Zug/Druck: F_{zkrit} [N] (upper)	4287	3375	3854
	Zug/Druck: F_{zkrit} [N] (lower)	3880		4177
	Beug./Streck. My_{krit} [Nm] (upper)	155/67	36	69,5
	Beug./Streck. My_{krit} [Nm] (lower)	155/67	56,7	597
Brust	$a_{res,3ms}$ [g]	60	57	55
	$a_{z,3ms}$ [g]			
	s_{max} [mm]	52	52	56,4
	vc [m/s]	1	0,89	0,51
	Kräfte			
Momente				
Becken	$a_{res,3ms}$ [g]		304 (trap)	53
Obersch.	F in 3 Achsen	6.8kN	1.8re;2.1li	
	M in 3 Achsen			
Knie	Knie-Versch.			
Untersch.	F im Schienbein			
	M im Schienb.			
Fußgelenk	F in 3 Achsen			
	M in 3 Achsen			
Zehen	F in z-Richtung			
Gurtkräfte	$F_{Schultergurt}$ [kN]	$F_{gr.}=3-7$	8950	7926
	$F_{Beckengurt}$ [kN]	$F_{gr.}=3-7$	6685	3874
Gurtweg	s am D-Ring [mm]			65,4

Auffällig sind in der Simulation die hohen Werte des HIC_{36} und das untere Nackenmomentes. Dies resultiert aus einem Anschlag des Kopfes am Sternum (siehe Tabelle 50).

10 POTENTIALANALYSE DES RHS IM FAHRZEUGFOND

Das ursprünglich im Fond des VW Vento eingebaute Rückhaltesystem besteht aus zwei Dreipunktgurten für die äußeren Insassen und einem Beckengurt für die in der Mitte sitzende Person. Im Gegensatz zu den Frontinsassen steht den Personen im Fahrzeugfond jedoch kein integrierten Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer zur Verfügung.

In diesem Kapitel soll nun im validierten Simulationsmodell der Effekt von Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer im Fahrzeugfond untersucht werden. Um die bestmögliche Konstellation von Straffer und Begrenzer zu erreichen, werden Auslösezeitpunkte, Ansprechschwelle und Kraftniveaus beider Bauteile variiert. Auch sollen Unterschiede zwischen der Verwendung eines Beckengurtes und eines Dreipunktgurtes in der Fahrzeugmitte aufgezeigt werden.

10.1 Unterschiede Beckengurt – Dreipunktgurt in Fahrzeugmitte

Das erste Unterkapitel befasst sich mit den Auswirkungen auf die Dummy-Belastungen, wenn ein Dreipunktgurt für den mittleren Fondpassagier vorhanden wäre. Aus konstruktiver Sicht bietet der Beckengurt zwar den Vorteil, dass er einfacher aufgebaut ist und dem Insassen bei einem Frontalunfall eine größere Vorverlagerung ermöglicht, jedoch kann diese Bewegungsfreiheit ab einer gewissen Größe der gesicherten Person dazu führen, dass es zu einem Aufprall des Oberkörpers an den Vordersitzen oder der Mittelkonsole kommt, was fatale Folgen haben kann. Für die Verwendung eines Dreipunktgurtes in der Fahrzeugmitte muss der Einbau der oberen Schultergurtumlenkung samt Gurtelement geschickt gelöst werden. Diese Einheit muss, um im Falle einer Kollision wirksam zu sein, fest mit der Fahrzeugstruktur verbunden sein. Gleichzeitig sollte aber dieser Einbau bei der Umlegung der Rückbank nicht hinderlich sein. Der große Vorteil besteht allerdings darin, dass der Insasse früher an der Fahrzeugverzögerung teilnehmen kann und sich die Gurtkräfte auf Schulter- und Beckensegment aufteilen.

10.1.1 TNO P10

Tabelle 51: Unterschied Beckengurt – Dreipunktgurt [44]

Körperregion		Grenzw.	SirF	Validiert	3-P-Gurt	Verbesserung [%]
Kopf	HIC15		2893	2788	1373	53
	HIC36		4817	3249	1624	67
	Verlag. horiz.[mm]	550				
	Verlag. vert.[mm]	80				
	$a_{res,3ms}$ [g]	105	150,4	147	104,6	30
Nacken	Nij					
Zug/Druck:	F_{zkrit} [N] (upper)					
Zug/Druck:	F_{zkrit} [N] (lower)					
Beug./Streck.	M_{ykrit} [Nm] (upper)					
Beug./Streck.	M_{ykrit} [Nm] (lower)					
Brust	$a_{res,3ms}$ [g]	55	58	60,3	76,2	-31
Becken	$a_{res,3ms}$ [g]		114	70	94	-18
Gurtkräfte	$F_{Schultergurt}$ [kN]				5219	
	$F_{Beckengurt}$ [kN]		6307	8474	5480	13

In Tabelle 51 sind die Verbesserungen durch den Einbau eines Dreipunktgurtes gegenüber dem Experiment („SirF“) dargestellt.

Beckengurt

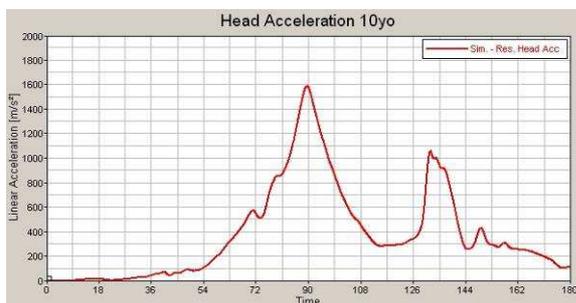


Abbildung 204: Kopfbeschleunigung TNO P10 mit Beckengurt [44]

Dreipunktgurt

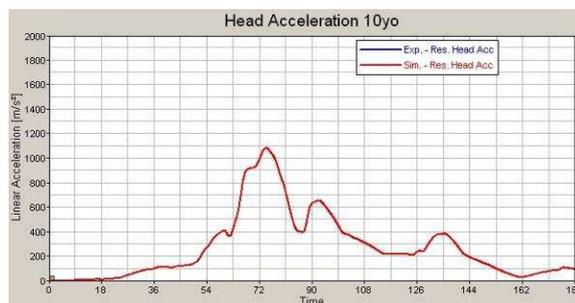


Abbildung 205: Kopfbeschleunigung TNO P10 mit Dreipunktgurt [44]

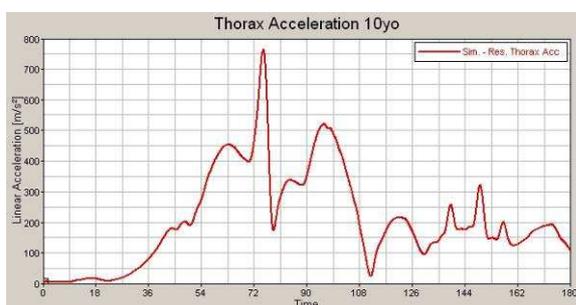


Abbildung 206: Brustbeschleunigung TNO P10 mit Beckengurt [44]

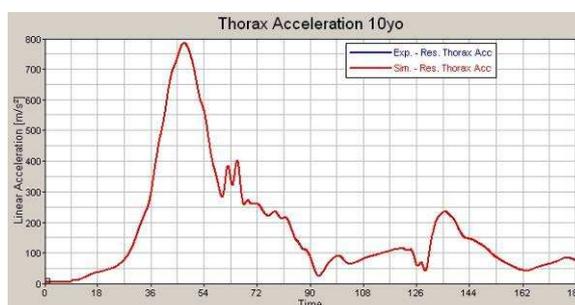


Abbildung 207: Brustbeschleunigung TNO P10 mit Dreipunktgurt [44]

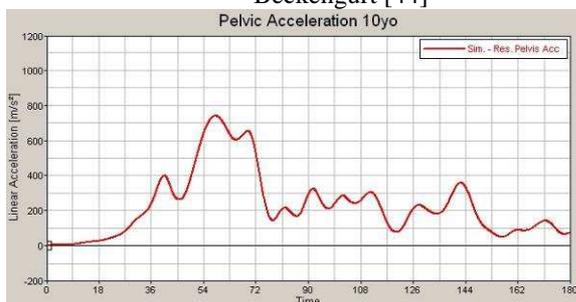


Abbildung 208: Beckenbeschleunigung TNO P10 mit Beckengurt [44]

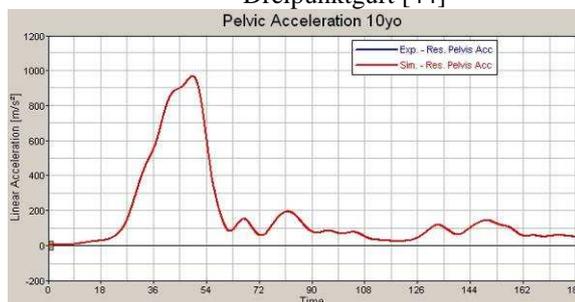


Abbildung 209: Beckenbeschleunigung TNO P10 mit Dreipunktgurt [44]

Abbildung 204 bis Abbildung 209 zeigen den Vergleich zwischen Becken- und Dreipunktgurt hinsichtlich Kopf-, Brust- und Beckenbeschleunigung.

Durch den Einbau eines Dreipunktgurtes kann der Kopfaufprall auf der Mittelkonsole verhindert werden. Dies resultiert in einer Senkung des Kopfkriteriums HIC und der Kopfbeschleunigung (siehe Tabelle 51). Die Vorverlagerung fällt bedeutend geringer aus, weil der Torso zusätzlich durch das Schultersegment zurückgehalten wird. Die geringere Vorverlagerung bringt allerdings auch eine höhere Brustbeschleunigung mit sich, weil dem Thorax nun eine kürzere Strecke zur Verzögerung zur Verfügung steht (siehe Abbildung 207). Andererseits wird durch den Dreipunktgurt auch der Anprall des Thorax auf die Oberschenkel verhindert. Die geringere Beckenbeschleunigung bei der Sicherung mittels Beckengurt rührt vermutlich daher, dass der Dummy aufgrund des enormen Vorverlagerungsweges mit den Schultern bei den Vordersitzen ansteht und somit den Körper entlastet (siehe Abbildung 208). Trotz der höheren Brustbeschleunigung ist der Dreipunktgurt dem Beckengurt vorzuziehen, da der Dummy kontrolliert verzögert werden kann und sich die Möglichkeit zum Einbau eines Gurtstraffers und Gurtkraftbegrenzers bietet.

10.2 Gurtstraffer

Wird der Sicherheitsgurt über einer z.B. dicken Winterkleidung angelegt, so entsteht meist aufgrund der geringen Anzugskraft des Gurtaufrollers eine große Gurtlose. Kommt es nun zu einer Frontalkollision, muss zuerst diese Gurtlose durch die Vorverlagerung abgebaut werden, bevor das Rückhaltesystem wirksam werden kann. Genau an dieser Stelle kommt der Gurtstraffer zum Tragen. Sein Auslösen wird durch das Airbagsteuergerät veranlasst und verringert mit einer Anzugskraft von ca. 1800N somit die Gurtlose. Dies hat den Vorteil, dass der Insasse früher an der Fahrzeugverzögerung teilnehmen kann, was zu einer Reduktion der Belastungen führt. Das Potential des Gurtstraffer wird in unserem Projekt bei verschiedenen Auslösezeitpunkten und verschiedenen Anzugskräften untersucht.

10.2.1 Variation der Auslösezeitpunkte

Das Potential unterschiedlicher Auslösezeitpunkt des Gurtstraffers wird in den folgenden Unterkapiteln nach Insassen bzw. Dummytyp getrennt dargestellt. Das Kraftniveau bleibt vorerst unverändert.

III 6year

Tabelle 52: Variation der Auslösezeitpunkte des Gurtstraffers für den III 6year [44]

Ergebnisse: III 6year				Auslösezeitpunkte							Verb.
				3ms	7ms	10ms	11ms	13ms	17ms	[%]	
Pretensioner											
Loadlimiter											
Körperregion		Grenzw.	SirF								
Kopf	HIC15	700	1079	1142	886	753	761	784	824	30	
	HIC36	1000	1554	1224	971	845	854	871	910,7	46	
	Verlag. h.[mm]										
	Verlag. v.[mm]										
	a _{res.3ms} [g]	60	100	94,8	85,6	80,4	80,8	82	83,8	20	
Nacken	Nij	1	1,29	1,21	1,04	1,03	1,03	1,04	1,054	-3	
	Zug/Druck: F _{zkrit} [N] (upper)	2800	3299	3117	2835	2696	2713	2745	2806	18	
	Zug/Druck: F _{zkrit} [N] (lower)	2800		3824	3455	3274	3289	3324	3387		
	Beug./Streck. My _{krit} [Nm] (up)	93/37	47,8	33,8	29,6	27	27,3	28,5	29,77	44	
Beug./Streck. My _{krit} [Nm] (lo)	93/37	18,7	197	208	218	219	221	224,8	-165		
Brust	a _{res.3ms} [g]	60	81	76,7	74,5	72	72,4	72,6	72,5	11	
	a _{z3ms} [g]										
	s _{max} [mm]	40	≈42	42,6	45,4	46,6	46,7	46,7	46,75	-17	
	vc [m/s]	1	0,61	0,38	0,45	0,39	0,4	0,4	0,41	36	
	Kräfte										
	Momente										
Becken	a _{res.3ms} [g]		82	78	77,5	69	77	72,3	78,3	16	
Obersch.	F in 3 Achsen										
	M in 3 Achsen										
Knie	Knie-Verschieb.										
Untersch.	F im Schienbein										
	M im Schienbein										
Fußgelenk	F in 3 Achsen										
	M in 3 Achsen										

Zehen	F in z-Richtung									
Gurtkräfte	F _{Schultergurt} [kN]	F _{gr.=3-7}	6833	5023	4991	4924	4922	4920	4958	28
	F _{Beckengurt} [kN]	F _{gr.=3-7}	5027	4226	3937	3807	3835	3847	3947	24
Gurtweg	s D-Ring [mm]		59,7	185	108	64,7	64,7	64,7	64,61	

In Tabelle 52 sind unterschiedliche Auslösezeitpunkte für den Gurtstraffer für den HIII 6year – Dummy dargestellt. Als optimaler Auslösezeitpunkt mit der in Summe geringsten Belastung geht der 10ms-Wert hervor. Die prozentuelle Verbesserung des 10ms Auslösezeitpunktes bezieht sich auf das Experiment, gekennzeichnet mit „SiRF“.

Der große Messwert bei dem unteren kritischen Nackenmoment kommt daher, dass infolge des Anzugs des Gurtstraffers der Torso des Dummies früher abgefangen wird und der Dummykopf eine Nickbewegung ausführt und schließlich am Brustbein aufschlägt (siehe violette Felder). Für den optimalen Auslösezeitpunkt von 10ms trifft der Kopf bei 76ms nach T0 auf das Brustbein (siehe Abbildung 210). Auch auf die Brusteingdrückung hat die Anzugskraft des Gurtstraffers einen ähnlichen, wenn auch geringeren Einfluss.

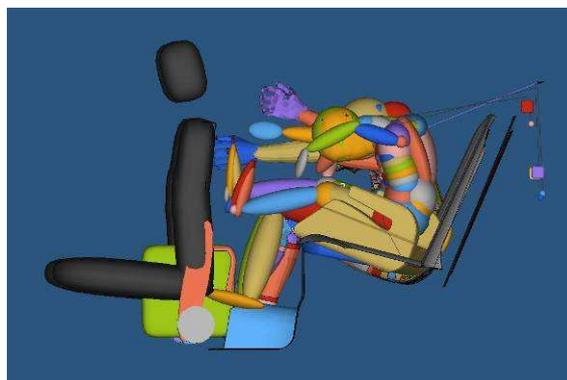


Abbildung 210: Kopfanschlag am Brustbein des HIII 6year bei 10ms Auslösezeitpunkt [44]

TNO P10

Tabelle 53: Variation der Auslözeitpunkte des Gurtstraffers für den TNO P10 [44]

Ergebnisse: TNO P10					Auslözeitpunkte						Verb.	
Pretensioner					3ms	7ms	10ms	11ms	13ms	17ms	[%]	
Loadlimiter												
Körperregion		GW.	SirF	3P-Gurt								
Kopf	HIC15		2893	1373	1264	1161	1161	1170	1183	1215	60	15
	HIC36		4817	1624	1520	1488	1521	1527	1536	1546	68	6
	Verlag. h.[mm]	550										
	Verlag. v.[mm]	80										
	$a_{res,3ms}[g]$	105	150	104,6	101	94,8	95	95,3	95,4	96,3	37	9
Nacken												
	Zug/Druck:											
	Beug./Streck.											
	$F_{zkrit}[N]$											
	$M_{ykrit}[Nm]$											
Brust	$a_{res,3ms}[g]$	55	58	76,2	72,7	66,6	60,7	60,3	60,6	63,2	0	12
Becken	$a_{res,3ms}[g]$		114	94	95	91,8	81	87	87	79,4	29	14
Gurtkräfte	$F_{Schultergur}[kN]$			5219	5089	4933	4788	4777	4813	4925		8
	$F_{Beckengurt}[kN]$		6307	5480	5379	5176	4971	4934	4907	5100	22	9

Tabelle 53 verdeutlicht die Wirkung der verschiedenen Auslözeitpunkte auf den TNO P10. Auch hier bringt der Auslözeitpunkt von 10ms das meiste Verbesserungspotential mit sich. Durch den Einbau des Dreipunktgurtes in Kombination mit dem Gurtstraffer kann vor allem im Kopfbereich eine Verbesserung von bis zu 68% gegenüber dem Experiment („SiRF“) erzielt werden. Die rechte Zahl in der Spalte Verbesserung („Verb.“) repräsentiert den prozentuellen Vorteil bezüglich des Einbaus des Dreipunktgurtes. Hier lässt sich ein Trend zur gleichmäßigen Senkung der Belastungen feststellen, der im Bereich von 6 bis max. 25 Prozent liegt.

IIII 5% Frau

Tabelle 54: Variation der Auslösezeitpunkte des Gurtstraffers für den IIII 5% [44]

Ergebnisse: IIII 5% Frau				Auslösezeitpunkte						Verb
Pretensioner				3ms	7ms	10ms	11ms	13ms	17ms	[%]
Loadlimiter										
Körperregion		GW.	SirF							
Kopf	HIC15	700	1047	1307	786	697	701	724	793	33
	HIC36		1479	2382	1500	1305	1336	1398	1536	12
	Verlag. hori.[mm]									
	Verlag. vert.[mm]									
	a _{res,3ms} [g]		96	100	78,2	76,4	76,4	76,7	78,4	20
Nacken	Nij	1	0,85	1	0,85	0,82	0,83	0,84	0,87	4
Zug/Druck:	F _{zkrit} [N] (upper)	4287	3375	3776	3289	3069	3116	3203	3370	10
Zug/Druck:	F _{zkrit} [N] (lower)	3880		4109	3604	3370	3426	3521	3702	
Beug./Streck.	My _{krit} [Nm] (upper)	155/67	36	63,4	42,3	36	37,3	38,2	40,5	0
Beug./Streck.	My _{krit} [Nm] (lower)	155/67	56,7	561	469	438	445	457	479	-87
Brust	a _{res,3ms} [g]	60	57	54,5	51,6	50,9	51,2	51,8	53,2	11
	a _{z3ms} [g]									
	s _{max} [mm]	52	52	56,3	58,2	59	58,9	59	58,8	-13
	vc [m/s]	1	0,89	0,47	0,45	0,43	0,43	0,43	0,45	52
	Kräfte									
	Momente									
Becken	a _{res,3ms} [g]		304 (trap)	58,5	54,9	54,3	54,5	54	51,7	82
Obersch.	F in 3 Achsen									
	M in 3 Achsen									
Knie	Knie-Versch.									
Untersch.	F im Schienbein									
	M im Schienb.									
Fußgelenk	F in 3 Achsen									
	M in 3 Achsen									
Zehen	F in z-Richtung									
Gurtkräfte	F _{Schultergurt} [kN]		8950	7724	7713	7678	7672	7688	7692	14
	F _{Beckengurt} [kN]		6685	3080	2656	2514	2531	2585	2632	62
Gurtweg	s am D-Ring [mm]		67,5	179	102	67,4	67,3	67,3	58	0,2

In Tabelle 54 ist die Auswirkung der verschiedenen Auslösezeitpunkte auf den IIII 5% zu erkennen. Auch in diesem Fall ist der 10ms Auslösezeitpunkt für den Gurtstraffer jener mit den geringsten Belastungen. Die Verbesserungen beziehen sich auf die Messwerte des Experimentes („SiRF“). Die hohen Messwerte für den Nacken in den violetten Feldern ergeben sich durch den Anschlag des Kopfes am Brustbein bei ungefähr 85ms (siehe Abbildung 211).

Es ist anzunehmen, dass dies wiederum von der Anzugskraft des Gurtstraffers kommt, weil der Dummykopf dadurch ein größeres Moment erfährt und somit am Sternum aufschlägt.

Eine ähnliche Auswirkung dürfte der Gurtstraffer auf die Brusteindrückung haben. Die Eindrückung welche durch die Gewichtskraft des Dummys entsteht wird durch jene des Straffers überlagert und somit ergänzt.

Der große Wert im Feld der Beckenbeschleunigung beim Versuch rührt vom Trapping her. Die genaue Verbesserung kann nicht genau eruiert werden.

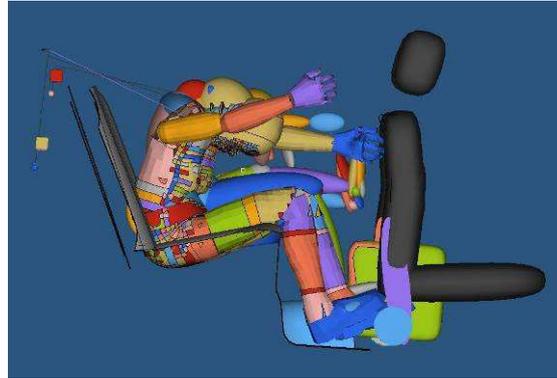


Abbildung 211: Kopfanschlag am Brustbein des HIII 5% bei 10ms Auslösezeitpunkt [44]

Zusammenfassend lässt sich für alle drei Dummys feststellen, dass der Auslösezeitpunkt mit den geringsten Belastungen der 10ms-Wert ist. Bei der Variation der Anzugskraft soll nun dieser Auslösezeitpunkt beibehalten werden.

10.2.2 Variation des Kraftniveaus

Neben den Auslösezeitpunkten werden auch unterschiedliche Anzugskräfte hinsichtlich ihrer Auswirkungen auf die Belastungen untersucht. Gewählt werden eine um 20% und eine um 40% höhere Anzugskraft gegenüber dem Standardkraftniveau, sowie eine Anzugskraft von 5kN. Um die Anzahl der Variationsversuche in einem überschaubaren Rahmen zu halten, wird den zu untersuchenden Kraftniveaus der optimale Auslösezeitpunkt von 10ms zu Grunde gelegt.

HIII 6year

Tabelle 55: Variation der Anzugskraft des Gurtstraffers für den HIII 6year [44]

Ergebnisse: HIII 6year								Verb.
Pretensioner				10ms	10ms	10ms	10ms	[%]
Loadlimiter					20%	40%	333%	
Körperregion		Grenzw.	SirF					
Kopf	HIC15	700	1079	753	720	680	402,4	10
	HIC36	1000	1554	845	838	798	665,5	6
	Verlag. horiz.[mm]							
	Verlag. vert.[mm]							
	a _{res.3ms} [g]	60	100	80,4	79,4	77,4	59,6	4
Nacken	Nij	1	1,29	1,03	1,126	1,14	1,14	-11
Zug/Druck:	F _{zkrit} [N] (upper)	2800	3299	2696	2678	2607	2506	3
Zug/Druck:	F _{zkrit} [N] (lower)	2800		3274	3275	3193	2989	2,5
Beug./Streck.	My _{krit} [Nm] (upper)	93/37	47,8	27	26,8	26,1	21,3	3
Beug./Streck.	My _{krit} [Nm] (lower)	93/37	18,7	218	227	228	293	-4,5
Brust	a _{res.3ms} [g]	60	81	72	69,3	68,2	57,5	5
	a _{z3ms} [g]							
	s _{max} [mm]	40	≈42	46,6	45,7	46,7	48,5	≈0
	vc [m/s]	1	0,61	0,39	0,39	0,39	0,49	0
	Kräfte							
	Momente							
Becken	a _{res.3ms} [g]		82	69	74	72,4	62,7	-5
Obersch.	F in 3 Achsen							
	M in 3 Achsen							
Knie	Knie-Verschieb.							
Untersch.	F im Schienbein							
	M im Schienb.							
Fußgelenk	F in 3 Achsen							
	M in 3 Achsen							
Zehen	F in z-Richtung							
Gurtkräfte	F _{Schultergurt} [kN]	F _{gr.} =3-7	6833	4924	4930	4932	4759	-0,2
	F _{Beckengurt} [kN]	F _{gr.} =3-7	5027	3807	3869	3812	3537	-0,1
Gurtweg	s am D-Ring [mm]		59,7	64,7	64,7	64,6	64	≈0

Wenn man die drei verschiedenen Anzugskräfte in Tabelle 55 miteinander vergleicht, würde insgesamt gesehen der 5kN Versuch (333% höheres Kraftniveau) die niedrigsten Belastungen darstellen. Gewählt wurde dieser Wert, da die Gurtkräfte im Bereich dieses Wertes liegen und diese somit zumindest nicht überschritten werden würden. Diese hohe Anzugskraft weist allerdings nur im Idealfall, d.h. bei optimaler Sitzposition der Dummies diese geringen Belastungen auf. Würde ein realer Mensch, oder gar ein Kind, mit dieser hohen Kraft zurückgehalten werden, sind alleine dadurch schwere Verletzungen zu erwarten. Außerdem würde dieses Kraftniveau auch eine große Herausforderung an die konstruktive Gestaltung und für das entsprechende Platzangebot des Gurtstraffers darstellen.

Weitere Versuche mit noch höheren Kraftniveaus wurden nicht unternommen, da ab einer Anzugskraft des Gurtstraffers von ungefähr 3000N bereits die Wirkungsweise des Gurtkraftbegrenzers beeinflusst wird, falls dieser für eine Ansprechschwelle von ebenfalls 3000N oder weniger ausgelegt werden würde.

Aus diesem Grund wird das um 40% erhöhte Kraftniveau (2100N) als Optimalniveau gewählt. Die Verbesserungen dieses Niveaus beziehen sich auf das Kraftniveau des üblicherweise eingebauten Gurtstraffers, um den Effekt der Krafterhöhung besser darzustellen.

Die Verschlechterungen im Nacken in den violett gekennzeichneten Feldern in Tabelle 55 sind mit großer Wahrscheinlichkeit auf die stärkere Anzugskraft zurückzuführen, wodurch es wieder zu einem Kippmoment des Kopfes kommt. Dabei schlägt dieser am Brustbein an (siehe Abbildung 212). Die Gurtkräfte sind annähernd gleich geblieben.

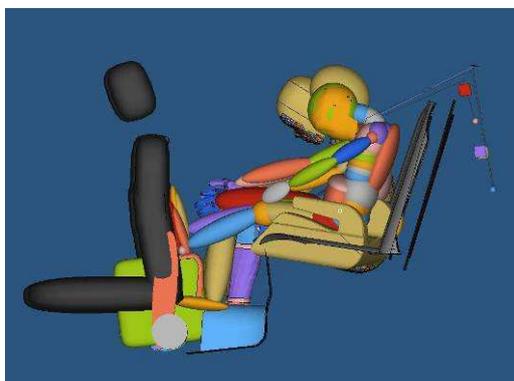


Abbildung 212: Kopfanschlag am Brustbein des HIII 6year bei 40% erhöhter Anzugskraft [44]

TNO P10

Tabelle 56: Variation der Anzugskraft des Gurtstraffers für den TNO P10 [44]

Ergebnisse: TNO P10									Verb.	Verb.
Pretensioner				10ms	10ms	10ms	10ms		[%]	[%]
Loadlimiter					20%	40%	333%			
Körperregion		GW.	SirF	3P-Gurt						
Kopf	HIC15		2893	1373	1161	1146	1117	1015	4	61
	HIC36		4817	1624	1521	1562	1561	1494	-3	68
	Verlag. horiz.[mm]	550								
	Verlag. vert.[mm]	80								
	a _{res.3ms} [g]	105	150	104,6	95	94,5	93,1	92,2	2	38
Nacken	Nij									
Zug/Druck:	F _{zkrit} [N] (upper)									
Zug/Druck:	F _{zkrit} [N] (lower)									
Beug./Streck.	My _{krit} [Nm] (upper)									
Beug./Streck.	My _{krit} [Nm] (lower)									
Brust	a _{res.3ms} [g]	55	58	76,2	60,7	58,2	57,7	53	5	1
Becken	a _{res.3ms} [g]		114	94	81	85,2	79	79,8	2,5	31
Gurtkräfte	F _{Schultergurt} [kN]			5219	4788	4639	4480	4232	6	
	F _{Beckengurt} [kN]		6307	5480	4971	4949	4953	4901	≈0	21

Auch bei den Anzugskräften im Fall des TNO P10 wird der 40% Versuch als Optimalversuch gewählt (siehe Tabelle 56). Die Gründe hierfür sind die gleichen wie bei dem HIII 6year in Kapitel 0. Im Schnitt ergeben sich geringe Verbesserungen in allen Bereichen, wobei sich diese Verbesserungen auf den Standard-Gurtstraffer beziehen („Pret.“).

HIII 5% Frau

Die in den violetten Feldern gekennzeichneten Messwerte in Tabelle 57 kommen durch den Anschlag des Kopfes am Brustbein zustande (siehe Abbildung 213). Auch beim HIII 5% Dummy ergibt sich durchwegs eine geringe Verbesserung, wenn die Anzugskraft des Straf- fers um 40% angehoben wird. Dabei beziehen sich die Verbesserungen wieder auf den stan- dardmäßig eingebauten Gurtstraffer („Pret.“).

Tabelle 57: Variation der Anzugskraft des Gurtstraffers für den HIII 5% [44]

Ergebnisse: HIII 5% Frau								Verb.
Pretensioner				10ms	10ms	10ms	10ms	[%]
Loadlimiter					20%	40%	333%	
Körperregion		GW.	SirF					
Kopf	HIC15	700	1047	697	673	653	563	6
	HIC36		1479	1305	1223	1157	914	11
	Verlag. horiz.[mm]							
	Verlag. vert.[mm]							
	$a_{res,3ms}$ [g]		96	76,4	75,5	74,6	68,8	2,5
Nacken	N_{ij}	1	0,85	0,82	0,79	0,76	0,75	7
Zug/Druck:	F_{zkrit} [N] (upper)	4287	3375	3069	2889	2741	2791	11
Zug/Druck:	F_{zkrit} [N] (lower)	3880		3370	3169	3043	3110	10
Beug./Streck.	M_{ykrit} [Nm] (upper)	155/67	36	36	34,4	31	19,9	14
Beug./Streck.	M_{ykrit} [Nm] (lower)	155/67	56,7	438	421	410	400	6
Brust	$a_{res,3ms}$ [g]	60	57	50,9	50,1	49,4	47,6	3
	a_{z3ms} [g]							
	s_{max} [mm]	52	52	59	59,2	59,5	60	≈0
	v_c [m/s]	1	0,89	0,43	0,4	0,39	0,42	9
	Kräfte							
	Momente							
Becken	$a_{res,3ms}$ [g]		304 (trap)	54,3	54,2	54,1	53,8	≈0
Obersch.	F in 3 Achsen							
	M in 3 Achsen							
Knie	Knie-Versch.							
Untersch.	F im Schienbein							
	M im Schienb.							
Fußgelenk	F in 3 Achsen							
	M in 3 Achsen							
Zehen	F in z-Richtung							
Gurtkräfte	$F_{Schultergurt}$ [kN]		8950	7678	7665	7652	7485	≈0
	$F_{Beckengurt}$ [kN]		6685	2514	2479	2444	2358	3
Gurtweg	s am D-Ring [mm]		67,5	67,4	67,3	67,2	66,7	

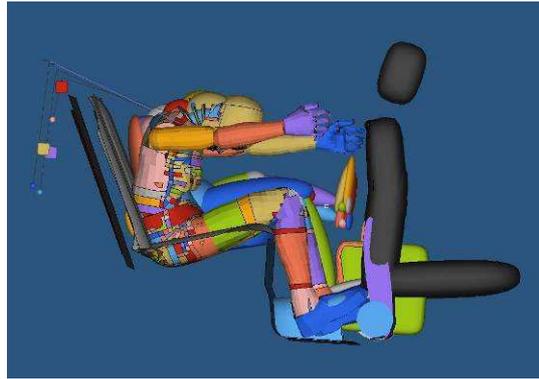


Abbildung 213: Kopfanschlag am Brustbein des HIII 5% bei 40% erhöhter Anzugskraft [44]

10.3 Gurtkraftbegrenzer

Überschreitet die Kraft, welche der verzögernde Dummy auf den Gurt überträgt einen gewissen Schwellwert, so wird der Gurtkraftbegrenzer aktiviert. Darunter ist üblicherweise ein, als Achse des Gurtaufrollers ausgeführter Torsionsstab zu verstehen. Die Schwelle kann dabei durch Wahl des Torsionsstabdurchmessers gewählt werden.

10.3.1 Kraftniveau des Gurtkraftbegrenzers

Gewählt wurde eine Schwelle von 2kN und 3kN. Je geringer man diese Schwelle wählen würde, desto früher würde der Begrenzer agieren, nur würde der Gurt zu nachgiebig werden und es bestünde die Gefahr einer zu großen Vorverlagerung. Ein zu großes Kraftniveau würde wiederum einen zu geringen Nutzen haben und bei Kindern gar nicht erst zu tragen kommen.

HIII 6year

Tabelle 58: Variation des Kraftniveaus des Gurtkraftbegrenzers für den HIII 6year [44]

Ergebnisse: HIII 6year					Verbess.	
Pretensioner					[%]	
Loadlimiter			2000N	3000N		
Körperregion		Grenzw.	SirF			
Kopf	HIC15	700	1079	497	613,8	63
	HIC36	1000	1554	696	809	48
	Verlag. horiz.[mm]					
	Verlag. vert.[mm]					
	a _{res.3ms} [g]	60	100	68	77,9	22
Nacken	Nij	1	1,29	1,135	0,998	23
	Zug/Druck: F _{zkrit} [N] (upper)	2800	3299	2580	2648	20
	Zug/Druck: F _{zkrit} [N] (lower)	2800		3174	3261	
	Beug./Streck. My _{krit} [Nm] (upper)	93/37	47,8	24,4	26,61	44
Beug./Streck. My _{krit} [Nm] (lower)	93/37	18,7	80	125,4	-85	
Brust	a _{res.3ms} [g]	60	81	52,7	69,7	14
	a _{z3ms} [g]					
	s _{max} [mm]	40	≈42	29,3	36	14
	vc [m/s]	1	0,61	0,28	0,41	33
	Kräfte					
	Momente					
Becken	a _{res.3ms} [g]		82	73,9	80	2,5
Obersch.	F in 3 Achsen					
	M in 3 Achsen					
Knie	Knie-Verschieb.					
Untersch.	F im Schienbein					
	M im Schienb.					
Fußgelenk	F in 3 Achsen					
	M in 3 Achsen					
Zehen	F in z-Richtung					
Gurtkräfte	F _{Schultergurt} [kN]	F _{gr.} =3-7	6833	2941	3272	52
	F _{Beckengurt} [kN]	F _{gr.} =3-7	5027	4616	4208	16
Gurtweg	s am D-Ring [mm]		59,7	54,4	58	

Generell ist bei der Wahl der Ansprechschwelle des Kraftbegrenzers darauf zu achten, dass diese nicht geringer ist, als die gewählte Anzugskraft des Gurtstraffers. Ansonster würden sich die Wirkungsweise beider Systeme beeinflussen oder im schlimmsten Fall sogar aufheben.

In Tabelle 58 fällt vor allem die große Verbesserung hinsichtlich der Belastungen im Bereich des Kopfes auf. Dadurch, dass der Gurt ab einer gewissen Gurtkraft nachgibt, kann ein Anschlag des Kopfes am Brustbein verhindert werden.

Als optimale Schwelle für das Auslösen des Gurtkraftbegrenzers werden die 3000N gewählt. Bei der 2000N Ansprechschwelle wird der Dummy bezüglich seiner Vorverlagerung schnell instabil und droht aus dem Rückhaltesystem heraus zu kippen (siehe Abbildung 217). Dies liegt an der großen Nachgiebigkeit des Gurtes bei dieser geringen Ansprechschwelle.

TNO P10

Tabelle 59: Tabelle 52: Variation des Kraftniveaus des Gurtkraftbegrenzers für den TNO P10 [44]

Ergebnisse: TNO P10						Verb.	
Pretensioner				2000N	3000N	[%]	
Loadlimiter		GW.	SirF	3P-Gurt			
Körperregion		GW.	SirF	3P-Gurt			
Kopf	HIC15		2893	1373	450	863	37
	HIC36		4817	1624	519	963	41
	Verlag. horiz.[mm]	550					
	Verlag. vert.[mm]	80					
	$a_{res.3ms}$ [g]	105	150	104,6	66	88,8	15
Nacken							
Zug/Druck:	F_{zkrit} [N] (upper)						
Zug/Druck:	F_{zkrit} [N] (lower)						
Beug./Streck.	M_{ykrit} [Nm] (upper)						
Beug./Streck.	M_{ykrit} [Nm] (lower)						
Brust	$a_{res.3ms}$ [g]	55	58	76,2	59,3	63,6	17
Becken	$a_{res.3ms}$ [g]		114	94	100	83,5	11
Gurtkräfte							
	$F_{Schultergurt}$ [kN]			5219	3326	4427	15
	$F_{Beckengurt}$ [kN]		6307	5480	5477	5507	≈0

Die Verbesserungen in Tabelle 59 beziehen sich beim TNO P10 Dummy wiederum auf die Messwerte des eingebauten Dreipunktgurtes. Auch bei diesem Dummy wird die Ansprechschwelle von 3000N gewählt, um eine zu große Kippbewegung aufgrund eines zu „weichen“ Gurtes zu verhindern, obwohl die Messwerte deutlich geringer wären.

Auch in Fahrzeugmitte profitiert der Dummy am meisten im Bereich des Kopfes vom Einbau eines Gurtkraftbegrenzers.

HIII 5% Frau

Tabelle 60: Variation des Kraftniveaus des Gurtkraftbegrenzers für den HIII 5% [44]

Ergebnisse: HIII 5% Frau						Verb.
Pretensioner						[%]
Loadlimiter				2000N	3000N	
Körperregion		GW.	SirF			
Kopf	HIC15	700	1047	862	1143	-9
	HIC36		1479	1158	1341	9
	Verlag. horiz.[mm]					
	Verlag. vert.[mm]					
	$a_{res,3ms}$ [g]		96	96,2	117,3	-22
Nacken	N_{ij}	1	0,85	1,834	1,53	-80
Zug/Druck:	F_{zkrit} [N] (upper)	4287	3375	3840	4415	-30
Zug/Druck:	F_{zkrit} [N] (lower)	3880		4507	5231	
Beug./Streck.	My_{krit} [Nm] (upper)	155/67	36	120,8	90,2	-150
Beug./Streck.	My_{krit} [Nm] (lower)	155/67	56,7	180	273	-381
Brust	$a_{res,3ms}$ [g]	60	57	72,4	66,2	-16
	a_{z3ms} [g]					
	s_{max} [mm]	52	52	24,8	35,6	32
	vc [m/s]	1	0,89	0,23	0,45	50
	Kräfte					
	Momente					
Becken	$a_{res,3ms}$ [g]		304 (trap)	99,8	53,6	83
Obersch.	F in 3 Achsen					
	M in 3 Achsen					
Knie	Knie-Versch.					
Untersch.	F im Schienbein					
	M im Schienb.					
Fußgelenk	F in 3 Achsen					
	M in 3 Achsen					
Zehen	F in z-Richtung					
Gurtkräfte	$F_{Schultergurt}$ [kN]		8950	2578	3858	57
	$F_{Beckengurt}$ [kN]		6685	6154	4954	26
Gurtweg	s am D-Ring [mm]		67,5	51,2	55	

Die violett hinterlegten Felder kennzeichnen Messwerte, die durch den Aufschlag des Brustkorbes auf den Oberschenkeln zustande kommen (siehe Abbildung 216). Die hohen Belastungswerte im Nacken in Tabelle 60 des HIII 5% entstehen wiederum durch einen Anschlag des Kopfes, weil selbst die Ansprechschwelle von 3000N etwas zu gering ist, um den Dummy eine optimale Vorverlagerung zu gewähren. An dieser Stelle sei auf die Abstraktion bezüglich Insassen und Dummies auf Kapitel 4.9.1 verwiesen. Ein Kind mit gleicher Größe wie der HIII 5% Dummy würde im Schnitt weniger wiegen und somit eine geringere Vorverlagerung erfahren.

Somit ist gezeigt, dass für alle Dummies die Ansprechschwelle von 3000N für den Gurtkraftbegrenzer angewendet werden kann.

10.4 Kombination Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer

Mit den Ergebnissen für eine möglichst geringe Insassenbelastung aus den Kapiteln 10.1, 10.2 und 10.3 wird durch Kombination von Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer der Versuch unternommen, die Belastungen noch weiter zu senken. Dabei werden für den Straffer ein Auslösezeitpunkt von 10ms und ein erhöhtes Kraftniveau von 40% gewählt. Die Ansprechschwelle des Kraftbegrenzers liegt bei 3000N.

10.4.1 HIII 6year

Tabelle 61: Kombination von Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer HIII 6year [44]

Ergebnisse: HIII 6year					Verbess.
Pretensioner			10ms, 40%		[%]
Loadlimiter			3000N		
Körperregion		Grenzw.	SirF		
Kopf	HIC15	700	1079	316	71
	HIC36	1000	1554	441	72
	Verlag. horiz.[mm]				
	Verlag. vert.[mm]				
	$a_{res,3ms}[g]$	60	100	57	43
Nacken	N_{ij}	1	1,29	0,9	30
Zug/Druck:	$F_{zkrit}[N]$ (upper)	2800	3299	1921	42
Zug/Druck:	$F_{zkrit}[N]$ (lower)	2800		2383	
Beug./Streck.	$M_{ykrit}[Nm]$ (upper)	93/37	47,8	21,7	55
Beug./Streck.	$M_{ykrit}[Nm]$ (lower)	93/37	18,7	142	-87
Brust	$a_{res,3ms}[g]$	60	81	60	26
	$a_{z3ms}[g]$				
	$s_{max}[mm]$	40	≈42	40	5
	$vc [m/s]$	1	0,61	0,38	38
	Kräfte				
	Momente				
Becken	$a_{res,3ms}[g]$		82	64,5	21
Obersch.	F in 3 Achsen				
	M in 3 Achsen				
Knie	Knie-Verschieb.				
Untersch.	F im Schienbein				
	M im Schienb.				
Fußgelenk	F in 3 Achsen				
	M in 3 Achsen				
Zehen	F in z-Richtung				
Gurtkräfte	$F_{Schultergurt} [kN]$	$F_{gr.=3-7}$	6833	3489	49
	$F_{Beckengurt} [kN]$	$F_{gr.=3-7}$	5027	3933	22
Gurtweg	s am D-Ring [mm]		59,7	58	

Bis auf das hohe untere Nackenmoment in Tabelle 61, welches ebenfalls durch einen Kopfaufprall auf das Brustbein ausgelöst wird (siehe Abbildung 214), liegt das größte Verbesserungspotential im Bereich des Kopfes, gefolgt von Nacken und Brust. Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer zeigen auch bei den Gurtkräften ein großes Verbesserungspotential auf. Somit ist gezeigt, dass durch eine geeignete Kombination von Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer beim HIII 6yo fast alle Messwerte unter den Grenzwerten liegen.

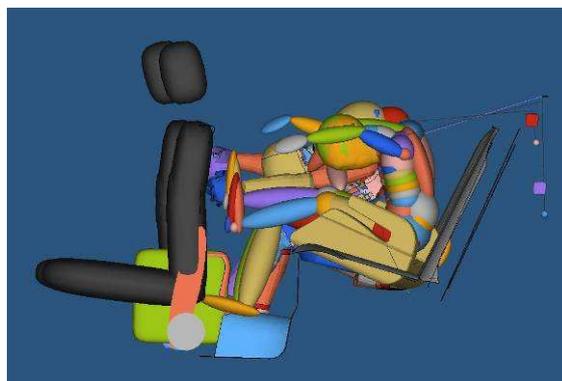


Abbildung 214: Kopfanschlag des HIII 6year bei Verwendung von Straffer und Kraftbegrenzer [44]

10.4.2 TNO P10

Tabelle 62: Kombination von Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer TNO P10 [44]

Ergebnisse: TNO P10					Verb.				
Pretensioner					10ms, 40%			[%]	
Loadlimiter					3000N				
Körperregion		GW.	SirF	3P-Gurt					
Kopf	HIC15		2893	1373	784	43	73		
	HIC36		4817	1624	1091	33	77		
	Verlag. horiz.[mm]	550							
	Verlag. vert.[mm]	80							
	$a_{res.3ms}$ [g]	105	150	104,6	78,8	25	47		
Nacken	N_{ij}								
	Zug/Druck: F_{zkrit} [N] (upper)								
	Zug/Druck: F_{zkrit} [N] (lower)								
	Beug./Streck: $M_{y_{krit}}$ [Nm] (upper)								
	Beug./Streck: $M_{y_{krit}}$ [Nm] (lower)								
Brust	$a_{res.3ms}$ [g]	55	58	76,2	53	30	9		
Becken	$a_{res.3ms}$ [g]		114	94	84,5	10	26		
Gurtkräfte	$F_{Schultergurt}$ [kN]			5219	4147			21	
	$F_{Beckengurt}$ [kN]		6307	5480	4913	10	22		

Auch bei den Belastungswerten des TNO P10 in Tabelle 62 zeigt sich bezüglich der Verbesserungen ein ähnliches Bild.

Das größte Potential liegt im Bereich des Kopfes, gefolgt von Brust, Gurtkräften und Becken. Die erste Zahl in der Spalte Verbesserungen bezieht sich auf den Einbau des Dreipunktgurtes, die zweite Zahl auf das Experiment („SiRF“)

10.4.3 HIII 5% Frau

Tabelle 63: Kombination von Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer HIII 5% [44]

Ergebnisse: HIII 5% Frau					Verb.
Pretensioner			10ms, 40%		[%]
Loadlimiter			3000N		
Körperregion		GW.	SirF		
Kopf	HIC15	700	1047	546	48
	HIC36		1479	657	56
	Verlag. horiz.[mm]				
	Verlag. vert.[mm]				
	$a_{res,3ms}$ [g]		96	84,2	12
Nacken	Nij	1	0,85	0,81	5
	Zug/Druck: F_{zkrit} [N] (upper)	4287	3375	3152	7
	Zug/Druck: F_{zkrit} [N] (lower)	3880		3809	
	Beug./Streck. M_{ykrit} [Nm] (upper)	155/67	36	41,8	-16
Beug./Streck. M_{ykrit} [Nm] (lower)	155/67	56,7	233	-76	
Brust	$a_{res,3ms}$ [g]	60	57	51	11
	a_{z3ms} [g]				
	s_{max} [mm]	52	52	39,3	24
	vc [m/s]	1	0,89	0,37	58
	Kräfte				
	Momente				
Becken	$a_{res,3ms}$ [g]		304 (trap)	55,3	82
	F in 3 Achsen				
	M in 3 Achsen				
Knie	Knie-Versch.				
Untersch.	F im Schienbein				
	M im Schienb.				
Fußgelenk	F in 3 Achsen				
	M in 3 Achsen				
Zehen	F in z-Richtung				
Gurtkräfte	F Schultergurt [kN]		8950	3854	57
	F Beckengurt [kN]		6685	4341	35
Gurtweg	s am D-Ring [mm]		67,5	55	

Bis auf den hohen Messwert des Nackenmomentes im violett hinterlegten Feld, was wiederum auf einen Kopfanschlag auf das Brustbein zurückzuführen ist (siehe Abbildung 215), zeigt sich in Tabelle 63 ein ähnliches Bild, wie bei den zuvor beschriebenen Dummies

Das größte Verbesserungspotential betrifft den Kopf, gefolgt von Brust und den Gurtkräften. Beim Becken ist eine konkrete Aussage wegen des auftretenden Trapping-Effekts im Experiment nicht möglich.

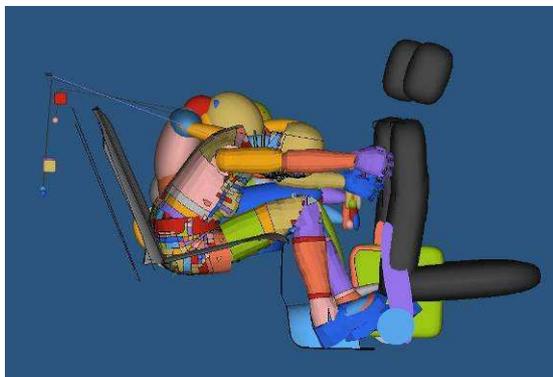


Abbildung 215: Kopfanschlag des HIII 5% bei Verwendung von Straffer und Kraftbegrenzer [44]

11 DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Wie in Kapitel 10 gezeigt wurde, kann das gängige Rückhaltesystem im Fahrzeugfond des VW Vento durch Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer optimiert werden. Es besteht somit die Möglichkeit, die Belastungen auf die Insassen teils erheblich zu senken.

Tabelle 64: Übersicht der Verbesserungen [44]

	HIII 6 year	TNO P10	HIII 5%
Kopfkriterium NIC	70%	70%	48%
Kopfbeschleunigung ares.3ms[g]	43%	48%	55%
Brustbeschleunigung ares.3ms[g]	25%	10%	10%
Viskoskriterium VC [m/s]	40%		25%

Bei der Potentialanalyse wurden auch Variationen untersucht, die zwar auf den ersten Blick rechnerisch die Belastungen weiter senken würden, bei näherer Betrachtung aber doch erhebliche Nachteile aufweisen. Als Beispiel sei der Versuch mit den 5000N Anzugskraft des Gurtstraffers in Kapitel 10.2.2 erwähnt. Dieser liefert allerdings nur bei einer optimaler Sitzposition der Insassen jene niedrigen Belastungswerte. Gerade bei Kindern, die bei längeren Fahrten meist unruhig sitzen und ein hohes Maß an Bewegungsfreiheit benötigen, könnte eine derart hohe Anzugskraft kontraproduktiv sein.

Ein weiteres Beispiel ist die auf 2000N abgesenkte Ansprechschwelle des Gurtkraftbegrenzers, wie in Kapitel 10.3.1 beschrieben. Die Belastungswerte sind zwar ebenfalls geringer als bei der gewählten 3000N Schwelle, jedoch ist die Vorverlagerung der Dummies sehr instabil, was sich in einer Kippbewegung des gesamten Torsos äußert (siehe Abbildung 216 und Abbildung 217). Die Dummies schlagen in Folge mit dem Brustkorb auf die Oberschenkel auf.

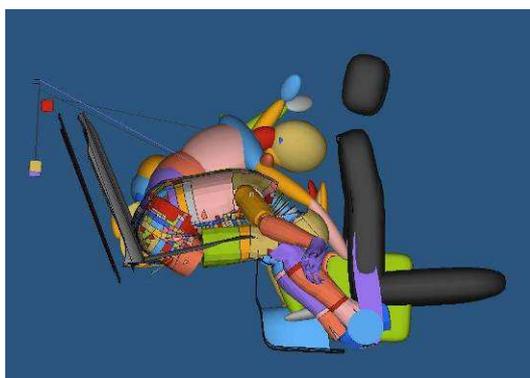


Abbildung 216: Vorverlagerung HIII 5% bei 2000N Ansprechschwelle des Gurtkraftbegrenzers [44]

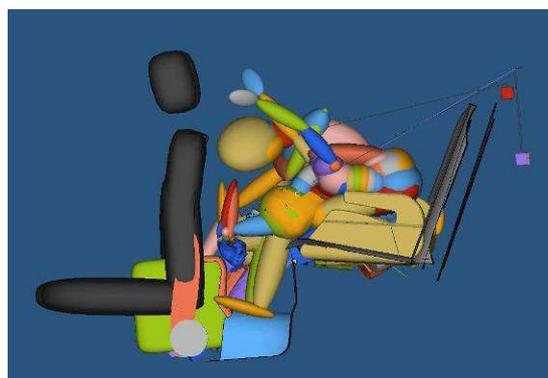


Abbildung 217: Kippbewegung HIII 6year bei 2000N Ansprechschwelle des Gurtkraftbegrenzers [44]

Aber selbst jene Parametereinstellungen, die für dieses Projekt als ideale Verbesserung hinsichtlich der Belastungen gewählt wurden, sind für manche Körperregionen nachteilig.

Bei der Variation der Auslösezeitpunkte des Gurtstraffers (in Kapitel 10.2.1 beschrieben) treten durch dessen Wirkung vorwiegend bei größeren Insassen (HIII 5%), aber in geringerem Maße auch beim HIII 6year zusätzliche Belastungen im Bereich von Kopf und Nacken durch den Anschlag des Kopfes am Brustbein auf (siehe Abbildung 210 und Abbildung 211).

Selbst bei einer Kombination mit einem Gurtkraftbegrenzer mit optimaler Ansprechschwelle, wie in Kapitel 10.4 beschrieben, kann dieser Effekt nicht ganz vermieden werden (siehe Abbildung 214 und Abbildung 215). Möglicherweise würde ein Frontairbag im Fahrzeugfond bezüglich des Kopfanschlages am Sternum Abhilfe schaffen. Allerdings würde dessen Verbauung im Bereich der Vordersitze die Konstrukteure vor eine Herausforderung stellen und mit zusätzlichen Kosten verbunden sein, die wohl nur wenige Autokäufer bereit sind zu zahlen.

Eine weitere Möglichkeit, um die Auswirkungen des Kopfanschlages zu minimieren bzw. diesen eventuell sogar vermeidbar zu machen, wäre eine Art Halskrause, welche der Insasse während der Fahrt anlegen müsste. Diese würde für eine geringere und stetigere Verzögerung des Kopfes sorgen und den Aufprall auf das Brustbein mildern. Nachteilig wären sicherlich die stark eingegrenzte Bewegungsfreiheit und ein negatives Komfortempfinden.

Weiters sollte auch noch die Möglichkeit in Betracht gezogen werden, dass durch Auswahl eines anderen Kinderrückhaltesystems ein Sicherheitsgewinn erzielbar worden wäre und die Belastungen somit noch gesenkt werden hätten können.

Eine weitere innovative Sicherheitsidee, an deren Entwicklung Mercedes zusammen mit dem Zulieferer Autoliv arbeitet, kommt im Mercedes ESF 2009 zum Einsatz und ist eine Gurtverbreiterung - der so genannte „Belt Bag“ (siehe Abbildung 218). Dieser stellt eine Kombination aus Sicherheitsgurt und Airbag dar. Mit Hilfe eines Generators wird am Endbeschlag des Gurtes ein zweilagiges, mit Reißnähten ausgestattetes Gurtband aufgeblasen, dessen Volumen ungefähr vier Liter beträgt.

Durch diese Gurtverbreiterung soll die Flächenpressung des Gurtes reduziert und damit das Verletzungsrisiko gesenkt werden. [73]



Abbildung 218: „Belt Bag“ Gurtverbreiterung im Mercedes NS2009 [74]

12 SCHLUSSFOLGERUNGEN

Bei der Potentialanalyse der Rückhaltesysteme im Fahrzeugfond wurde durch Parametervariation von Auslösezeitpunkten, Kraftniveaus der Gurtstraffer und Ansprechschwellen der Gurtkraftbegrenzers hinsichtlich ihrer Reduzierung der Belastungswerte untersucht.

Das größte Potential bei der Reduktion der Belastungen ergibt sich bei der Kombination von Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer (siehe Abbildung 219 bis Abbildung 221).

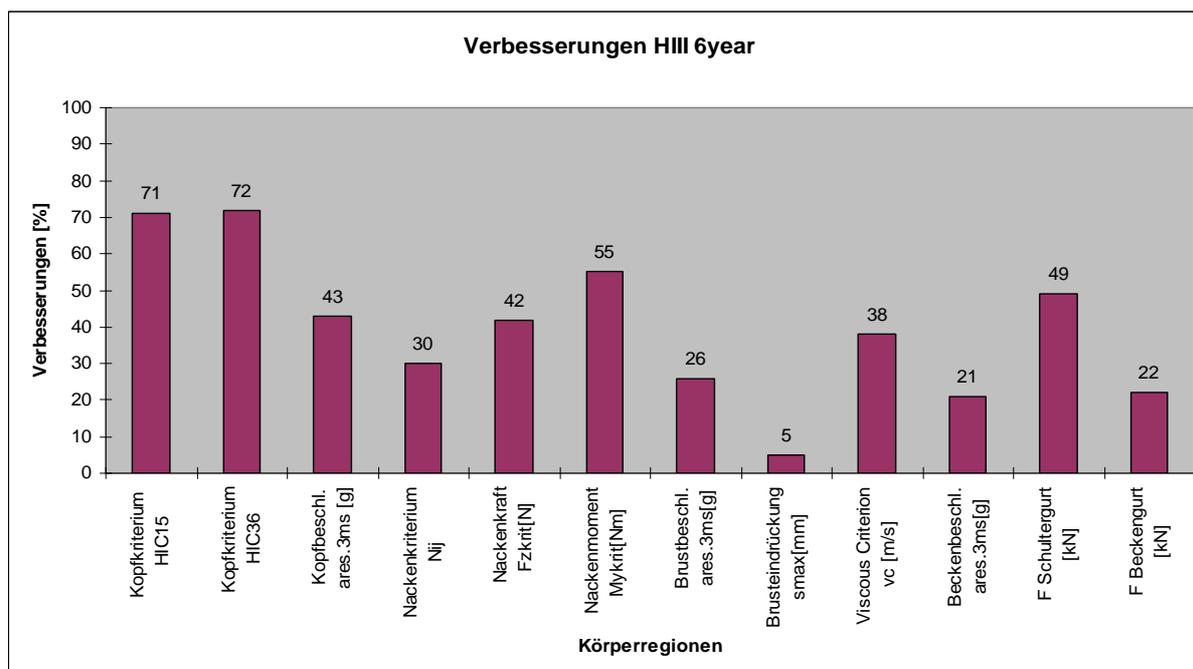


Abbildung 219: Reduktion der Belastungen und Verletzungskriterien [%] nach Körperregionen für den HIII 6year [44]

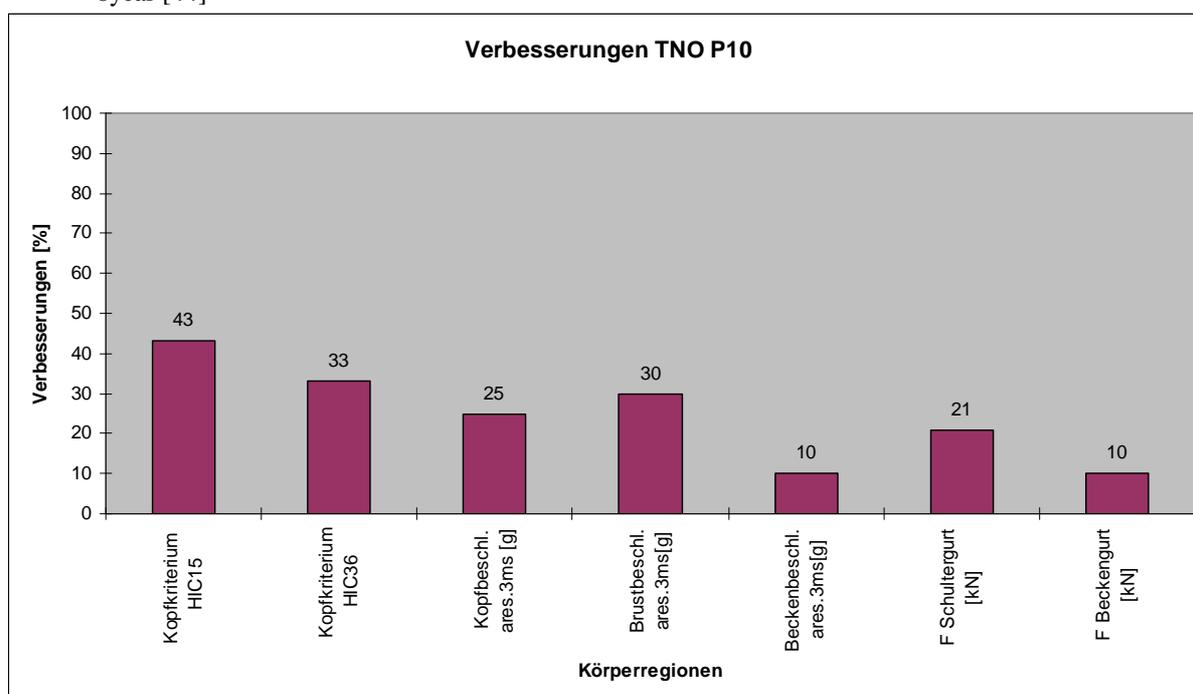


Abbildung 220: Reduktion der Belastungen und Verletzungskriterien [%] nach Körperregionen für den TNO P10 [44]

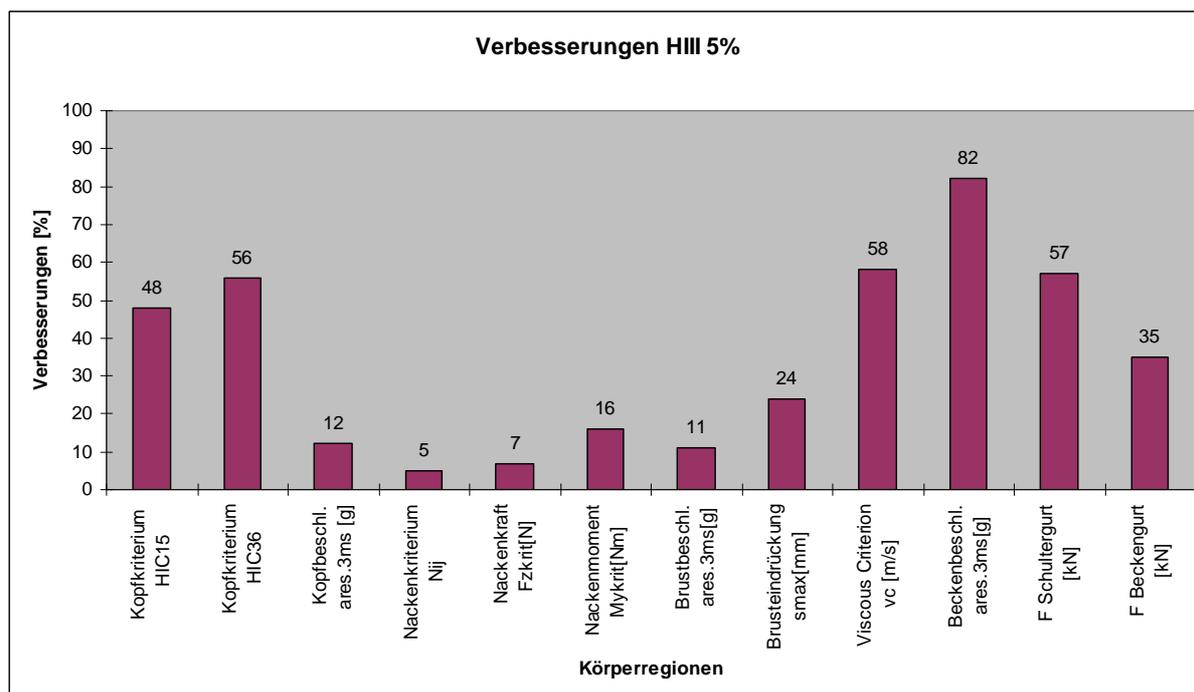


Abbildung 221: Reduktion der Belastungen und Verletzungskriterien [%] nach Körperregionen für den HIII 5% [44]

Beim HIII 6year Dummy liegt das größte Potential hinsichtlich der Reduktion der Messwerte im Bereich des Kopfes, gefolgt von Nacken und Brust. Waren die Messwerte in diesen Körperregionen im Experiment noch über den Grenzwerten, so lagen diese nach dem kombinierten Einbau von optimiertem Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer bereits alle unter den gesetzlich vorgeschriebenen Grenzwerten.

Ein ähnliches Bild hinsichtlich der Verbesserungen ergibt sich auch beim TNO P10 Dummy, der in der Fondmitte saß. Bei ihm konnte durch den Einbau des Dreipunktgurtes - anstatt des im Experiment verwendeten Beckengurtes - der Kopfaufschlag auf die Mittelkonsole des Fahrzeuges verhindert werden. Auch hier überschritten im Experiment die Messwerte im Bereich Kopf und Brust die jeweiligen Grenzwerte. Durch Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer war es auch hier möglich, die gesetzlichen Grenzwerte zu unterschreiten.

Auch beim HIII 5% Dummy wurden im Experiment die Grenzwerte in den Bereichen Kopf, Nacken und Brust überschritten. Bis auf das untere Nackenmomente, resultierend aus dem Kopfanschlag am Sternum, lagen nach dem durch Straffer und Begrenzer optimierten Rückhaltesystem alle Messwerte unter den gesetzlich vorgegebenen Messwerten.

Die Verbesserung von 82% im Bereich der Beckenbeschleunigung fällt allerdings nur deshalb so groß aus, weil im Experiment der Trapping-Effekt auftrat, also der Beckengurt zwischen Becken und Bauch rutschte und schließlich auf die Lendenwirbelsäule aufschlug. Dieser Effekt ist in der Simulation modellbedingt nicht nachstellbar und führt tendenziell zu bedeutend geringeren Beckenbeschleunigungen.

Der HIII 5% Dummy wurde deshalb repräsentativ für das 10 jährige Kind ausgewählt, weil dessen Größe und Gewicht im direkten Vergleich die beste Übereinstimmung ergaben. Trotzdem muss an dieser Stelle an den anatomisch unterschiedlichen Aufbau zwischen Erwachsenen und Kind, wie in Kapitel 4.5 beschrieben, erinnert werden. Diese Auswahl zeigt allerdings, dass auch für erwachsene Fondinsassen ein Verbesserungspotential bezüglich der Rückhaltesysteme vorhanden ist, wenn auch in geringerem Maße.

Die Studie läßt den Schluss zu, dass der Unfall bedeutend glimpflicher verlaufen wäre, wenn das Fahrzeug über Gurtstuffer und Gurtkraftbegrenzern im Fond verfügte hätte. Jedoch ist diese Ausstattung auch in modernen Fahrzeugen äußerst selten anzutreffen. Zusammen mit der Analyse unterschiedlicher Unfalldatenbanken, liegt der Schluss nahe, dass Kinder, die direkt mit dem Fahrzeuggurt gesichert werden müssen, weil sie für Kindersitze mit eigenem Gurtsystem zu groß sind, einem höheren Verletzungsrisiko ausgesetzt sind, als andere Altersgruppen.

Es besteht also Handlungsbedarf, die Sicherheit für die Altersgruppe 6 bis 14 Jahre zu erhöhen.

13 ZUSAMMENFASSUNG

Ausgangspunkt dieses Projektes ist ein Frontalunfall zwischen zwei Kraftfahrzeugen, bei welchem drei Kinder unterschiedlichen Alters, die im Fond eines der beiden Unfallfahrzeuge ordnungsgemäß gesichert waren, tödlich verletzt wurden. Die beiden vorne sitzenden, erwachsenen Insassen haben jedoch schwer verletzt überlebt. Dieser Unfall soll wissenschaftlich untersucht und mittels Experiment, wie auch einer Mehrkörpersimulation nachgestellt werden. Das Hauptaugenmerk richtet sich dabei auf die Sicherheitswirkung der Rückhaltesysteme im Fahrzeugfond.

Der Ursprung dieser Untersuchung liegt in der allgemeinen Auffassung begründet, dass die Verletzungsschwere von Fondinsassen geringer ist, als von Beifahrern. Diese Hypothese soll im Folgenden überprüft werden.

Die Verletzungsschwere bzw. das Verletzungsrisiko kann als Indikator der passiven Sicherheitseinrichtungen angesehen werden. Mit zunehmender Optimierung von Rückhaltesystemen soll die Verletzungsschwere vermindert und dahingehend auch das relative tödliche Risiko (RTR) gesenkt werden. Bezüglich des RTR (=Verhältnis von Risiko zu Häufigkeit) von 2,8 für Kinder in Begegnungsunfällen stellt dieser Unfalltyp den gefährlichsten dar.

Ein Blick auf die Kinderrückhaltesysteme von unter Vierzehnjährigen im Fahrzeugfond zeigt, dass deren Benützung kontinuierlich mit zunehmendem Alter abnimmt. Gleichzeitig nimmt aber die Verwendung vom Erwachsenengurt zu.

Wird hinsichtlich der Art des verwendeten Rückhaltesystems nicht unterschieden, zeigen die Auswertungen der FARS (=Internationale Datenanalyse), dass Kinder am Beifahrersitz eine, um 1,63 mal höhere Wahrscheinlichkeit haben, tödliche Verletzungen zu erleiden, als Kinder im Fahrzeugfond. Auch bei den Ergebnissen der nationalen Statistik liegt das Odds Ratio bei 2,41, was nun bedeutet, dass die Frontinsassen ein 2,4 mal höhere Chance haben tödlich zu verunglücken als Fondinsassen. Auch hier wird die Art des verwendeten Rückhaltesystems nicht berücksichtigt.

Das Odds-Ratio von 2,23 weist allerdings darauf hin, dass Kinder als Fondinsassen, die ausschließlich mit einem Erwachsenengurt gesichert wurden ein höheres Risiko für tödliche Verletzungen zu tragen haben, als Frontpassagiere. Auch ist die Chance von tödlichen Verletzungen für Kinder, welche nur durch den Erwachsenengurt gesichert werden höher, als bei Sicherung mit einem entsprechenden Kindersitz.

Betrachtet man die Häufigkeitsverteilung von Verletzungen nach Körperregionen („In Depth“-Datenanalyse), so kann man ein erhöhtes Risiko für Thorax und Abdomenverletzungen feststellen. Im Vergleich zu den Frontinsassen besteht bei den Insassen auf der Rückbank eine höhere Chance an Thorax- (Odds Ratio = 1,38) und Abdomenverletzungen (Odds Ratio = 1,61) bezogen auf die Gesamthäufigkeit der maximalen Verletzungsschwere.

MAIS 3+ Verletzungen lagen bei Kindern am Beifahrersitz keine vor. Hingegen sind bei einem Δv (=relative Geschwindigkeitsänderung) von 50 km/h h bereits 17% der Kinderverletzungen MAIS 3+.

Im Zuge der Untersuchung und Verbesserung der Sicherheitswirkung von Rückhaltesystemen im Fahrzeugfond war es zu Beginn des Projektes notwendig, diesen Unfall mittels eines Unfallrekonstruktionsprogramms nachzustellen. Es sollte jene Versuchsgeschwindigkeit ermittelt werden, die Insassenbelastung des realen Unfalls identisch ist.

Die Versuchsgeschwindigkeit diente als Startbedingungen für ein Experiment, in dem ein Versuchsfahrzeug, welches dem realen Unfallwagen identisch ist, auf der institutseigenen Versuchsanlage gecrasht werden sollte.

Das Versuchsfahrzeug wurde entsprechend aktueller Normen vorbereitet. Anstelle der Insassen kamen fünf Dummies zum Einsatz. Die Auswahl der Dummies erfolgte in Anlehnung an Größe und Gewicht der am Unfall beteiligten Personen, die Verfügbarkeit der einzelnen Dummies, sowie nach der möglichen Instrumentierung und Vergleichbarkeit mit entsprechenden Grenzwerten. Diese Grenzwerte liefern den Zusammenhang zwischen den Messwerten und einer Wahrscheinlichkeit von Verletzungen, die dabei auftreten.

An Stelle des jüngsten Kind mit 5 Jahren, welches hinter dem Fahrer saß kam ein HIII 6 year Dummy zum Einsatz. Für das 8 jährige Kind in der Mitte des Fahrzeugfonds wurde ein TNO P10 Dummy und für das 10 jährige Kind hinter der Beifahrerin ein HIII 5% Dummy verwendet.

Auf den beiden vorderen Sitzen befanden sich fahrerseitig ein HIII 50% Dummy und beifahrerseitig ebenso ein HIII 5% Dummy zwecks direkter Vergleichbarkeit zwischen der Rückhaltewirkung im Front- und Fondbereich.

Bei dem Vergleich der Verletzungsmuster der Insassen mit den Messwerten der einzelnen Dummies zeigte sich eine gute Übereinstimmung.

Bei allen drei anthropometrischen Testpuppen im Fahrzeugfond überschritten die Messwerte des Thorax deren Grenzwerte. Auch die im gerichtlichen Gutachten festgehaltenen Kopfverletzungen der beiden jüngeren Kinder konnten mit den äquivalenten Dummies gut reproduziert werden. Ein Vergleich zwischen dem vorne und hinten positionierten HIII 5% Dummy zeigte auch ein Verbesserungspotential hinsichtlich der Fond-Rückhaltesysteme auf.

Parallel zu diesem Experiment sollte mit dem Mehrkörpersimulationsprogramm MADYMO ein Modell des Fahrzeugfonds erstellt werden, welches mit den Ergebnissen des Experimentes validiert wurde. Das Ziel sollte weniger in einer exakten und absoluten Aussage liegen, sondern es soll Auskunft über relative Änderungen des Modellverhaltens bezüglich der Variation biomechanischer Parameter geben.

Auch der im Experiment auftretende Effekt des „Trappings“, bei dem der Gurt über den Beckenknochen rutscht und an der Wirbelsäule ansteht, was ein sprunghaftes Signal zur Folge hat, tritt lediglich bei Dummies auf und konnte infolge des verwendeten Dummys nicht nachgestellt werden.

Ein weiteres Problem stellte die komplizierte crashbedingte Vorwärtsbewegung des mittleren TNO P10 Dummys im Experiment dar. Der gleichzeitige Anprall des Kopfes auf der Mittelkonsole in Kombination mit dem Auftreffen des Thorax auf den oberen Extremitäten war in der Simulation nicht nachstellbar.

Abschließend diente dieses validierte MADYMO-Modell als Basis für eine Parametervariation. Hiermit sollte die Insassenbelastung maximal minimiert werden.

Die Variation an einer Vielzahl von Parametern hatte gezeigt, dass die größten Einflussfaktoren in den Auslöszeitpunkten und Kraftniveaus von Gurtstraffern und Gurtkraftbegrenzern zu suchen sind.

Die optimale Abstimmung des Gurtstraffers für diesen Lastfall liegt bei einem Auslösezeitpunkt von 10ms nach T0 und einer 40% höheren Anzugskraft gegenüber einer Standard-Anzugskraft von 1500N. Für den Gurtkraftbegrenzer ergaben sich Optimalwerte bei einer Ansprechschwelle von 3000N.

Dabei konnten folgende Verbesserungen in Bezug auf die Ergebnisse des Experimentes erzielt werden:

Tabelle 65: Übersicht Verbesserungen [44]

	HIH 6 year	TNO P10	HIH 5%
Kopfkriterium NIC	70%	70%	48%
Kopfbeschleunigung ares.3ms[g]	43%	48%	55%
Brustbeschleunigung ares.3ms[g]	25%	10%	10%
Viskoskriterium VC [m/s]	40%		25%

LITERATUR

- 1 Kraftfahrt-Bundesamt KBA, URL, <http://www.kba.de>, 08.01.2010
- 2 URL, <http://www.bmvbs.de/dokumente/302.1032708/Artikel/dokument.htm>,
16.11.2009
- 3 URL, <http://www1.adac.de>, 08.10.2009
- 4 URL, <http://www.öamtc.at>, 20.11.2009)
- 5 URL, <http://www.kinderwagen-ratgeber.de>, 23.11.2009
- 6 URL, <http://www.eevc.org>, 20.11.2009
- 7 URL, http://edocket.access.gpo.gov/cfr_2008/octqtr/pdf/49cfr571.208.pdf, 18.11.2009
- 8 Kramer, Florian: Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen, 3.Auflage, Wiesbaden 2009,
S 290-294
- 9 Kramer, Florian: Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen, 3.Auflage, Wiesbaden 2009,
S 209
- 10 URL, http://edocket.access.gpo.gov/cfr_2008/octqtr/pdf/49cfr571.213.pdf, 19.11.2009
- 11 URL, http://www.oeamtc.at/netautor/html_seiten/kisitest_2009/index.htm, 22.07.2009
- 12 URL, [http://www1.adac.de/Tests/Kindersicherung/Kindersitze/weitere_informationen/
default.asp?ComponentID=84464&SourcePageID=275983#top](http://www1.adac.de/Tests/Kindersicherung/Kindersitze/weitere_informationen/default.asp?ComponentID=84464&SourcePageID=275983#top), 22.07.2009
- 13 URL, [http://www.tcs.ch/main/de/home/auto_moto/tests/kindersitze.RightColumn.
0002.CtxLinkDownloadFile1.pdf/4006_TCS-Kindersitztest_II_2009_de.pdf](http://www.tcs.ch/main/de/home/auto_moto/tests/kindersitze.RightColumn.0002.CtxLinkDownloadFile1.pdf/4006_TCS-Kindersitztest_II_2009_de.pdf),
20.07.2009
- 14 ÖAMTC, Final TWG Rating, 2005
- 15 URL, <http://www.euroncap.com>, 20.07.2009
- 16 URL, http://www.euroncap.com/files/ESV_paper_1998, 20.07.2009
- 17 URL, [http://www.euroncap.com/Content-Web-Page/fb5e236e-b11b-4598-8e20-
3eced15ce74e/protocols.aspx](http://www.euroncap.com/Content-Web-Page/fb5e236e-b11b-4598-8e20-3eced15ce74e/protocols.aspx), 20.07.2009
- 18 URL, [http://www.autokindersitz.at/content/images/stories/Folder2009/
sicherunterwegs.pdf](http://www.autokindersitz.at/content/images/stories/Folder2009/sicherunterwegs.pdf), 20.01.2010
- 19 URL, <http://www.öamtc.at>, Kindersitzsysteme2006, 20.01.2010
- 20 URL, [http://files.tradoria.de/2aa41c57019d943ba710cbf95fb5b834/images/8040677_
253271.jpg](http://files.tradoria.de/2aa41c57019d943ba710cbf95fb5b834/images/8040677_253271.jpg), 20.01.2010
- 21 URL, <http://kindersitze-test.de>, 20.01.2010
- 22 URL, <http://www.vonderpalette24.de>
- 23 EEVC_WG18_REPORT_Child_Safety, February_2006
- 24 URL, [http://eevc.org/publicdocs/EEVC_WG18_REPORT_Child_Safety- Febru
ary_2006](http://eevc.org/publicdocs/EEVC_WG18_REPORT_Child_Safety-February_2006), 18.07.2009
- 25 URL, <http://www.kvw-mhm.de>, 08.05.2009
- 26 URL, <http://www.fpv.ch/rundbrief/2006/bilder/RB68Bild02.jpeg>, 22.01.2010
- 27 Child Injury Protection Team, techniques for developing child dummy protection
reference values, Oct. 1996
- 28 Kramer, Florian: Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen, 3.Auflage, Wiesbaden 2009,
94-119
- 29 Weber, Sebastian, Diss. Optimierung von KSS im PKW, TU Berlin, Februar 2007
- 30 Hayes Wilson C., Forensic Injury Biomechanics, April 2007
- 31 Wisman, Injury Biomechanics, 2000
- 32 Kramer, Florian: Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen, 3.Auflage, Wiesbaden 2009,
115
- 33 URL, http://www.crash-network.com/CrashAnalyseKriterien_2.1.1.pdf, 08.10.2009
- 34 URL, <http://www.ftss.com>, 20.07.2009
- 35 URL, <http://www.ftss.com/system/files/limited/UM-H3-10yo.pdf>, 20.07.2009

- 36 URL, <http://de.wikipedia.org/wiki/Gurtstraffer>, 22.01.2010
- 37 Steffan, Hermann, Vorlesung: Unfallmechanik im Verkehrswesen, Dez. 2006
- 38 URL, <http://de.wikipedia.org/wiki/Gurtkraftbegrenzer>, 22.01.2010
- 39 URL, <http://www.trwauto.com/sites/default/files/pdfs/techInfo/OSS%20DLL%20ger09.pdf>, 22.01.2010
- 40 Steffan, Hermann, Vorlesung: Unfallmechanik im Verkehrswesen, Seite 98, Dez. 2006
- 41 Google Earth, B138 Pyhrnpass-Bundesstrasse, 10.07.2009
- 42 URL, <http://www.mazz.at>, 24.06.2009
- 43 URL, <http://www.autoplenum.de>, 24.06.2009
- 44 Quelle: VSI (Vehicle Safety Institut) 2009
- 45 URL, <http://de.wikipedia.org/wiki/Aortendissektion>, 28.01.2010
- 46 URL, <http://www.öamtc.at>, 22.01.2010
- 47 URL, <http://www.testberichte.de>, 22.01.2010
- 48 URL, <http://www.gidas.org>, 13.01.2010
- 49 URL, <http://www.ukots.org>, 13.01.2010
- 50 URL, <http://www.ukccis.org>, 13.01.2010
- 51 URL, <http://www.vsi.tugraz.at/pendant>, 13.01.2010
- 52 Tomasch Ernst, ZEDATU, Zentrale Datenbank Tödlicher Unfälle, Dissertation, Hannover, 2003-2006
- 53 URL, <http://de.wikipedia.org/wiki/Chi-Quadrat-Vierfeldertest>, 20.01.2010
- 54 URL, <http://de.wikipedia.org/wiki/Quotenverh%C3%A4ltnis>, 20.01.2010
- 55 URL, http://de.wikipedia.org/wiki/Statistische_Signifikanz, 20.01.2010
- 56 URL, <http://de.wikipedia.org/wiki/Konfidenzintervall>, 20.01.2010
- 57 URL, <http://www.statistik.at>, Statistik Austria 2002-2008, 12.01.2010
- 58 Statistik Austria 2002-2008
- 59 URL, <http://www-fars.nhtsa.dot.gov/Main/index.aspx>, 12.01.2010)
- 60 FARS 2004-2008
- 61 URL, <http://www.vsi.tugraz.at/pendant>, 12.01.2010
- 62 URL, http://www.baumaschine.de/Portal/Aktuell_0504/Wissenschaft/mehrkoerpersimulation/mehrkoerpersimulation.html, 20.01.2010
- 63 URL, http://www.uni-due.de/unikate/ressourcen/pdf_dokumente/31/EU_31_09.pdf, 20.01.2010
- 64 URL, <http://deposit.ddb.de>, 20.01.2010
- 65 URL, http://www.hsu-hh.de/meywerk/index_LrQNMiZW5BUTBsKV.html, 20.01.2010
- 66 Quelle: VSI, MADYMO Manual, 2009
- 67 Laborübung Crashtest, Whiplash, Juni 2009
- 68 URL, <http://www.euroncap.com/Content-Web-Page/fb5e236e-b11b-4598-8e20-3eced15ce74e/protocols.aspx>, 02.09.2009
- 69 URL, http://www.h-punkt-manikin.de/de/de_k03_kopf_me.html, 14.08.2009
- 70 URL, <http://www.bmvbs.de/static/ECE/R-14-Verankerung-der-Sicherheitsgurte.pdf>, 14.08.2009
- 71 URL, <http://www.woelfel.de/dienstleistungen/sitzkomfort/simulation-h-punkt-und-backset.html>, 14.08.2009
- 72 URL, http://www.softguide.de/prog_a/pa_1169.htm, 04.02.2010
- 73 URL, http://www.autokiste.de/psg/0906/8048_2.htm, 12.11.2009
- 74 URL, <http://www.autokiste.de/psg/index/show.htm?id=8048&bild=4&mode=>, 12.11.2009
- 75 URL, <http://www.dentoncoe.de/products/dummy/sa100n.pdf>, 20.01.2010

- 76 Mertz Harold J., Improved Neck Injury Risk Curves for Tension and Extension, Moment Measurements of Crash Dummies, 01 2000
- 77 URL, <http://de.wikipedia.org/wiki/%C3%96AMTC#Fahrsicherheitszentren>, 25.01.2010
- 78 URL, <http://www.oeamtc.at/a1119302/21>, 29.07.2009
- 79 URL, <http://www.unece.org/trans/doc/2008/wp29grsp/CRS-02-07e.pdf>, 20.07.2009
- 80 Schoeneich, Oliver, Virtuelle Testmethoden zur Unterstützung der Entwicklung von Kinderrückhaltesystemen, Dissertation, TU Berlin, Februar 2005)

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

ADAC	Allgemeiner Deutscher Automobil-Club
AIS	Abbreviated Injury Scale - Skala des Verletzungsschweregrads
CAD	Computer Aided Design - Computer-unterstützte Konstruktion
CAMI	Civil Aerospace Medical Institute
CHILD	Child Injury Led Design - EU-Forschungsprojekt
CRABI	Child Restraint / Airbag Interaction
CREST	Child Restraint Standard - EU-Forschungsprojekt
daN	DekaNewton
ECE	Economic Comission of Europe
EU	Europäische Union
EuroNCAP	European New Car Assessment Program - europäischer Verbrauchertest für Pkw
FE/ FEM	Finite-Elemente-Methode
FMVSS	Federal Motor Vehicle Safety Standard - US-amerikanische Fahrzeug-Sicherheits-Normen
FTSS	First Technology Safety Systems
GIDAS	German In-depth Accident Study Hannover
H III	Hybrid 3 Dummyfamilie
HIC	Head Injury Criterion - Verletzungskriterium für den Kopf
ISS	Injury Severity Scale, Kodierung von Mehrfachverletzungen
KRS	Kinderrückhaltesystem
MAIS	Maximum Abbreviated Injury Scale - Skala des Verletzungsschweregrads
MKS	Mehrkörper-Simulation
NHTSA	National Highway Traffic Safety Administration - US-amerikanische Verkehrssicherheitsbehörde
NIC	Neck Injury Criterion
Nij	Normiertes Nackenbelastungskriterium
NCE	Neck Compression Extension, Nacken-Einflußwert
NCF	Neck Compression Flexion, Nacken-Einflußwert
NPACS	New Programme for the Assessment of Child Restraint Systems - geplanter europäischer Verbrauchertest zur Bewertung von KRS
NTE	Neck Tension Extension, Nacken-Einflußwert
NTF	Neck Tension Flexion, Nacken-Einflußwert
ÖAMTC	Österreichischer Automobil-, Motorrad- und Touring-Club
SPUL	Spezifische Unfallleistung
TCS	Touring Club Schweiz
TNO	The Netherlands Organization – Firmenname
VC	Viscous Criterion
WSCT	Wayne State Tolerance Curve

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Beispielhaft VW Vento Fahrergurt [44]	9
Abbildung 2: Stellung der Prüfkörper vor der Prüfung der Rücklehnen [2].....	10
Abbildung 3: Verzögerungsverlauf [2]	10
Abbildung 4: Bezugslinien und Messungen während der Prüfung [2]	11
Abbildung 5: Prüfsiegel Kindersitz [5]	13
Abbildung 6: Verzögerungskurve des Prüfschlittens [2]	15
Abbildung 7: Anordnung zur Prüfung einer nach vorn gerichteten Einrichtung [2]	16
Abbildung 8: Kriterium der Zugbelastung des Halses [2]	18
Abbildung 9: Kriterium der Scherbelastung des Halses [2].....	18
Abbildung 10: Verzögerungsverlauf des Prüfschlittens [10].....	21
Abbildung 11: Verzögerungsverlauf des Prüfschlittens [10].....	22
Abbildung 12: Babyschale [19].....	29
Abbildung 13: Babyschale mit Basis [19].....	29
Abbildung 14: Rückwärtsgerichteter Kindersitz [19]	30
Abbildung 15: Kindersitz mit Fangkörper [19].....	30
Abbildung 16: Dreipunktgurt System [20].....	30
Abbildung 17: Kindersitz Gruppen 2+3 [21]	31
Abbildung 18: Sitzerrhöhung [22].....	31
Abbildung 19: Proportionale Veränderungen während des Wachstums [26].....	32
Abbildung 20: Wahrscheinlichkeit von Kopfverletzungen [28]	37
Abbildung 21: Risikofunktion für Kopf- und Brustbelastung bei Frontalkollisionen [28].....	37
Abbildung 22: Wayne State Tolerance Curve [32].....	39
Abbildung 23: Verletzungswahrscheinlichkeit als Funktion vom HIC [30].....	39
Abbildung 24: Schutzkriterien-Gültigkeitsbereich für die Halswirbelsäule nach FMVSS 208 (HIII 50%) [28]	40
Abbildung 25: Axiale Zugkraft in x- und z-Richtung beim Übergang Kopf/Nacken (HIII 50%) in Abh. der Zeit [33]	41
Abbildung 26: Scherkraft F_x am Übergang zwischen Kopf und Nacken [33]	42
Abbildung 27: Axiale Zugkraft F_z am Übergang zwischen Kopf und Nacken [33]	42
Abbildung 28: Zusammenhang zwischen AIS3 und NTE [76]	44
Abbildung 29: Dummy Instrumentierung (beispielhaft: HIII 10yo) [35].....	47
Abbildung 30: Gurtelement mit zentralem Torsionsstab [39]	50
Abbildung 31: Unfallbedingte Verzögerungsverläufe auf den Insassen [40].....	50
Abbildung 32: Argumentationskette [44]	51
Abbildung 33: Fahrtrichtung Nissan [41]	54
Abbildung 34: Fahrtrichtung Vento [41]	54
Abbildung 35: VW Vento CL TDI Cool [42]	55
Abbildung 36: Nissan Micra [43].....	55
Abbildung 37: Photos des Unfallfahrzeuges [44]	56
Abbildung 38: Sektionen der menschlichen Aorta und Beispiele einer Aortaruptur [45]	58
Abbildung 39: Armaturen des Unfallfahrzeuges [44].....	59
Abbildung 40: VW Jetta Steifigkeitswerte aus den NHTSA Datenbanken [44]	60
Abbildung 41: EBS und EES Berechnung [44]	61
Abbildung 42: Stoß-Einlauf-Impuls [44]	62
Abbildung 43: Fahrzeugendlagen [44].....	62
Abbildung 44: Versuchsfahrzeug VW Vento [44].....	63
Abbildung 45: Genehmigungszeichen Fahrergurt [44].....	64
Abbildung 46: Genehmigungszeichen [44].....	64

Abbildung 47: Genehmigungszeichen [44].....	64
Abbildung 48: Gurtelement mit Gurtstraffer Marke TRW [44]	65
Abbildung 49: Vermessung des Fzg-Fonds [44].....	65
Abbildung 50: Sitzbank als Punkteschar [44]	66
Abbildung 51: Sitzbank als Punkteschar [44].....	66
Abbildung 52: Sitzbank als Flächenelement in CATIA [44].....	66
Abbildung 53: Sitzbank als Flächenelement in CATIA [44].....	66
Abbildung 54: IWH Vario Kid aus dem Fachhandel [44]	67
Abbildung 55: Sitzteil des IWH Vario Kid [44]	67
Abbildung 56: Sitzhöhung Nr. 2 aus dem Fachhandel [44].....	67
Abbildung 57: IWH Vario Kid –Boostersitz [46].....	68
Abbildung 58: Sitzteil des Boostersitzes [44].....	68
Abbildung 59: Sitzhöhung 2 [44].....	68
Abbildung 60: Verletzungsschwere von Kindern nach Unfalltyp [58].....	73
Abbildung 61: Zusammenhang zwischen Verletzungshäufigkeit und –risiko [58].....	74
Abbildung 62: Verwendung von Rückhaltesystemen im PKW Fond bei Kindern [58].....	76
Abbildung 63: Kumulierter Anteil der Verletzungsschwere von Kindern in PKW Frontalkollisionen [58].....	77
Abbildung 64: Relatives Risiko der Verletzungsschwere bei Kindern in PKW Frontalkollisionen [58].....	77
Abbildung 65: Verletzungsschwere von Kindern in Frontalkollisionen [60].....	81
Abbildung 66: Häufigkeitsverteilung von Verletzungen nach Körperregion bei Kindern [61]	84
Abbildung 67: Verletzungsschwere von Kindern in PKW-Frontalkollisionen [52].....	85
Abbildung 68: Verletzungen von Kindern im PKW Fond bei Frontalkollisionen bezogen auf die Körperregion [52].....	86
Abbildung 69: Verletzungsschwere von Kindern als Beifahrer und am Rücksitz [48].....	87
Abbildung 70: Verletzungsschwere von Erwachsenen als Beifahrer und am Rücksitz [48]...	87
Abbildung 71: Angaben zu den Insassen	91
Abbildung 72: Sitzposition der einzelnen Insassen [44].....	91
Abbildung 73: HIII 5% Frau Facet - Modell [66].....	92
Abbildung 74: TNO P10 Ellipsoid Modell [66].....	92
Abbildung 75: HIII 6year Ellipsoid Modell [66]	93
Abbildung 76: Verletzungswahrscheinlichkeit als Funktion vom HIC [30].....	93
Abbildung 77: Umrechnung von Delta v auf den Weg s	95
Abbildung 78: MADYMO-Fahrzeugfond [44].....	96
Abbildung 79: MADYMO - Modellbaum Teil 2 [44]	97
Abbildung 80: MADYMO - Modellbaum Teil 2 [44]	98
Abbildung 81: Sitzhöhung des HIII 6 year	99
Abbildung 82: Sitzhöhung des HIII 6 year	99
Abbildung 83: Systemmodell des "Booster large" aus MADYMO [44].....	99
Abbildung 84: Sitzhöhung des TNO P10.....	100
Abbildung 85: Sitzhöhung des TNO P10.....	100
Abbildung 86: Systemmodell des "Booster-small" aus MADYMO [44]	100
Abbildung 87: Schema des Rückhaltesystems [44]	101
Abbildung 88: Schema des Dreipunktgurtes ab vom „D-Ring“	102
Abbildung 89: Schema der Crashanlage [44]	103
Abbildung 90: Kamera und Beleuchtung links	104
Abbildung 91: Kamera und Beleuchtung rechts	104
Abbildung 92: Onboard-Kamera [44].....	105

Abbildung 93: Halogenspots [44]	105
Abbildung 94: Deckenkamera [44]	105
Abbildung 95: Kamera am Crashblock [44]	105
Abbildung 96: Zuladung [44].....	106
Abbildung 97: Notfallbremse [44]	106
Abbildung 98: Position Fahrersitz [44].....	107
Abbildung 99: Position Beifahrersitz [44]	107
Abbildung 100: Nackenstützenposition Fahrer.....	107
Abbildung 101: Nackenstützenposition Beifahrer	107
Abbildung 102: D-Ring Fahrer [44].....	107
Abbildung 103: D-Ring Beifahrer [44].....	107
Abbildung 104: Nackenstützen und D-Ring-Position.....	108
Abbildung 105: Abwiegen des voll beladenen Vento [44].....	108
Abbildung 106: Einbauort Beschleunigungssensoren [44].....	108
Abbildung 107: Gurtkraftsensor.....	109
Abbildung 108: Gurtwegsensor im Fond	109
Abbildung 109: "H-Punkt" Maschine	110
Abbildung 110: Messung des Lehnenwinkels	110
Abbildung 111: Sensorprüfung [44]	110
Abbildung 112: Sitzpositions-überprüfung [44]	110
Abbildung 113: Fahrzeugfond mit Kinderdummies [44].....	111
Abbildung 114: Fahrzeugfront mit Erwachsenendummies [44].....	111
Abbildung 115: Fzg-Fond beifahrerseitig	111
Abbildung 116: Versuchsfahrzeug	111
Abbildung 117: Verformungsbild Experiment	112
Abbildung 118: Verformungsbild Realunfall	112
Abbildung 119: Verformungsbild Experiment	112
Abbildung 120: Verformungsbild Realunfall	112
Abbildung 121: Stauchungen im Frontbereich Experiment [44].....	112
Abbildung 122: Stauchungen Realunfall	112
Abbildung 123: Post-Dummyposition	113
Abbildung 124: Dummyposition im Fond	113
Abbildung 125: Vorverlagerung des TNO P10.....	113
Abbildung 126: Vorverlagerung des TNO P10.....	113
Abbildung 127: Postcrash Position HIII 6year	113
Abbildung 128: Anschlagmarken HIII 5% hinten	113
Abbildung 129: "Trapping" beim HIII 5%hinten.....	114
Abbildung 130: Fußraum HIII 6year	114
Abbildung 131: Armaturenbrett Rückverlagerung	114
Abbildung 132: Fußraum des Fahrers	114
Abbildung 133: Verformung der Rückbanklehne im Experiment von hinten [44]	115
Abbildung 134: Verformung der Rückbanklehne im Experiment seitlich [44].....	115
Abbildung 135: Deformationen der Rückbanklehne [44].....	115
Abbildung 136: Bolzen zur Rückbanksicherung	115
Abbildung 137: Verformung der Rückbanklehne des Unfallfahrzeuges von hinten [44]	115
Abbildung 138: Verformung der Rückbanklehne des Unfallfahrzeuges seitlich [44].....	115
Abbildung 139: Fahrzeugbeschleunigung [44].....	116
Abbildung 140: Vento nach 10ms [44].....	116
Abbildung 141: Vento nach 40ms [44].....	116
Abbildung 142: Kopfbeschleunigung HIII 6year.....	117

Abbildung 143: HIII 6year 75ms nach T0	117
Abbildung 144: Nackenmoment HIII 6year.....	117
Abbildung 145: Nackenkraft HIII 6year	117
Abbildung 146: Brustbeschleunigung HIII 6year	117
Abbildung 147: HIII 6year 55ms nach T0	117
Abbildung 148: Beckenbeschleunigung HIII 6year [44]	118
Abbildung 149: Brusteindrückung HIII 6year	118
Abbildung 150: Gurtkräfte HIII 6year	118
Abbildung 151: Gurtweg HIII 6year	118
Abbildung 152: Kopfbeschleunigung TNO P10.....	119
Abbildung 153: TNO P10 120ms nach T0.....	119
Abbildung 154: Brustbeschleunigung TNO P10	119
Abbildung 155: Beckengurtkraft TNO P10	119
Abbildung 156: Beckenbeschleunigung TNO P10	119
Abbildung 157: TNO P10 55ms nach T0.....	119
Abbildung 158: Kopfbeschleunigung vorne/hinten	121
Abbildung 159: HIII 5% 75ms nach T0.....	121
Abbildung 160: Nackenkraft vorne/hinten.....	121
Abbildung 161: Nackenmoment vorne/hinten	121
Abbildung 162: Brustbeschleunigung vorne/hinten [44].....	121
Abbildung 163: Brusteindrückung vorne/hinten.....	121
Abbildung 164: Beckenbeschleunigung vorne/hinten [44].....	122
Abbildung 165: Gurtweg vorne/hinten	122
Abbildung 166: Beckengurtkraft vorne/hinten	122
Abbildung 167: Schultergurtkraft vorne/hinten	122
Abbildung 168: Kopfbeschleunigung HIII 50%	123
Abbildung 169: HIII 50% 70ms nach T0.....	123
Abbildung 170: Nackenkraft HIII 50%	123
Abbildung 171: Nackenmoment HIII 50%	123
Abbildung 172: Brustbeschleunigung HIII 50%	124
Abbildung 173: Brusteindrückung HIII 50%	124
Abbildung 174: Beckenbeschleunigung HIII 50%	124
Abbildung 175: Res. Brustbeschleunigung HIII 6year [44]	125
Abbildung 176: Brusteindrückung HIII 6year	125
Abbildung 177: Rückenlehne 109ms nach T0 [44]	125
Abbildung 178: Gegenüberstellung Simulation - Experiment zum Crashzeitpunkt [44]	126
Abbildung 179: Simulation und Experiment 51ms nach T0 [44]	126
Abbildung 180: Simulation und Experiment 80ms nach T0 [44]	127
Abbildung 181: Simulation und Experiment 100ms nach T0 [44]	127
Abbildung 182: Simulation und Experiment 131ms nach T0 [44]	127
Abbildung 183: Simulation und Experiment 131ms nach T0 [44]	127
Abbildung 184: Kopfbeschleunigung [44].....	128
Abbildung 185: Nackenkräfte [44]	128
Abbildung 186: Nackenmomente [44].....	128
Abbildung 187: Brustbeschleunigung [44]	128
Abbildung 188: Brusteindrückung [44]	128
Abbildung 189: Beckenbeschleunigung [44].....	128
Abbildung 190: Gurtkräfte [44]	128
Abbildung 191: Gurtweg [44].....	128
Abbildung 192: Kopfbeschleunigung [44].....	130

Abbildung 193: Brustbeschleunigung [44]	130
Abbildung 194: Gurtkräfte [44]	130
Abbildung 195: Beckenbeschleunigung [44]	130
Abbildung 196: Kopfbeschleunigung [44]	132
Abbildung 197: Nackenkräfte [44]	132
Abbildung 198: Nackenmomente [44]	132
Abbildung 199: Brustbeschleunigung [44]	132
Abbildung 200: Brusteindrückung [44]	132
Abbildung 201: Beckenbeschleunigung [44]	132
Abbildung 202: Gurtkräfte [44]	132
Abbildung 203: Gurtweg [44]	132
Abbildung 204: Kopfbeschleunigung TNO P10 mit Beckengurt [44]	135
Abbildung 205: Kopfbeschleunigung TNO P10 mit Dreipunktgurt [44]	135
Abbildung 206: Brustbeschleunigung TNO P10 mit Beckengurt [44]	135
Abbildung 207: Brustbeschleunigung TNO P10 mit Dreipunktgurt [44]	135
Abbildung 208: Beckenbeschleunigung TNO P10 mit Beckengurt [44]	135
Abbildung 209: Beckenbeschleunigung TNO P10 mit Dreipunktgurt [44]	135
Abbildung 210: Kopfanschlag am Brustbein des HIII 6year bei 10ms Auslösezeitpunkt [44]	137
Abbildung 211: Kopfanschlag am Brustbein des HIII 5% bei 10ms Auslösezeitpunkt [44]	140
Abbildung 212: Kopfanschlag am Brustbein des HIII 6year bei 40% erhöhter Anzugskraft [44]	142
Abbildung 213: Kopfanschlag am Brustbein des HIII 5% bei 40% erhöhter Anzugskraft [44]	145
Abbildung 214: Kopfanschlag des HIII 6year bei Verwendung von Straffer und Kraftbegrenzer	151
Abbildung 215: Kopfanschlag des HIII 5% bei Verwendung von Straffer und Kraftbegrenzer	153
Abbildung 216: Vorverlagerung HIII 5% bei 2000N Ansprechschwelle des Gurtkraftbegrenzers	154
Abbildung 217: Kippbewegung HIII 6year bei 2000N Ansprechschwelle des Gurtkraftbegrenzers	154
Abbildung 218: „Belt Bag“ Gurtverbreiterung im Mercedes NSF 2009 [74]	155
Abbildung 219: Reduktion der Belastungen und Verletzungskriterien [%] nach Körperregionen für den HIII 6year [44]	156
Abbildung 220: Reduktion der Belastungen und Verletzungskriterien [%] nach Körperregionen für den TNO P10 [44]	156
Abbildung 221: Reduktion der Belastungen und Verletzungskriterien [%] nach Körperregionen für den HIII 5% [44]	157

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Anforderungen an die dyn. Prüfung [2]	14
Tabelle 2: Gegenüberstellung der Gewichtsklassen und der verwendeten Dummies [6].....	15
Tabelle 3: Grenzwerte „In Position“ in Abhängigkeit der Körperregionen [7]	19
Tabelle 4: Grenzwerte „Out of Position“ in Abhängigkeit der Körperregionen [7]	20
Tabelle 5: Grenzwerte zu Körperregion [14]	25
Tabelle 6: Gegenüberstellung Geschwindigkeit – Verletzung [16]	26
Tabelle 7: Euro NCAP Frontalaufprall [17].....	27
Tabelle 8: Gegenüberstellung Boostersitz – Erwachsenengurt [23]	31
Tabelle 9: Schutzwirkungsdifferenz zwischen vor- und rückwärtsgerichteten KSS [24]	32
Tabelle 10: AIS Codierung [28]	34
Tabelle 11: HIC-Werte in unterschiedlichen Normen	40
Tabelle 12: a3ms-Wert in verschiedenen Normen	40
Tabelle 13: Einzuhaltende Grenzwerte des NIC in Abhängigkeit vom Dummytyp [33]	43
Tabelle 14: Vier Nacken-Einflußwerte [33].....	43
Tabelle 15: Kritische Kräfte und Momente „In Position“ [33].....	44
Tabelle 16: Kritische Kräfte und Momente „Out of Position“ [33].....	45
Tabelle 17: Schutzkriterien (Nacken) unterschiedlicher Normen.....	45
Tabelle 18: Schutzkriterien (Brust) unterschiedlicher Normen	46
Tabelle 19: Schutzkriterien unterschiedlicher Normen.....	46
Tabelle 20: Sensoren je Körperregion beispielhaft HIII 5% [34]	48
Tabelle 21: Verletzungen des Beifahrers [44].....	57
Tabelle 22: Verletzungen des 10 jährigen Kindes [44].....	57
Tabelle 23: Verletzungen des 8 jährigen Kindes [44].....	57
Tabelle 24: Verletzungen des Fahrers [44]	57
Tabelle 25: Verletzungen des 5 jährigen Kindes [44].....	57
Tabelle 26: Vierfeldertest [53]	71
Tabelle 27: Relatives tödliches Risiko nach Unfalltyp bei Kinderbeteiligung [58]	74
Tabelle 28: Verletzungen in PKW Frontalkollisionen bei drei bis fünf Insassen [58]	75
Tabelle 29: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr [58]	78
Tabelle 30: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr im Fahrzeugfonds (nur Erwachsenengurt) und Frontreihe (Erwachsenengurt und Airbag) [58].....	78
Tabelle 31: Häufigkeitsverteilung von tödlichen Kinderverletzungen im PKW Fond hinsichtlich Rückhaltesystem bei Unfällen im Begegnungsverkehr [58]	79
Tabelle 32: Häufigkeitsverteilung von „Killed and Severe Injured“ Kinderverletzungen im PKW Fond hinsichtlich Rückhaltesystem bei Unfällen im Begegnungsverkehr [58].....	79
Tabelle 33: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr bei Benützung des Kindersitzes [58].....	79
Tabelle 34: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr [60]	81
Tabelle 35: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr bei Sicherung mit dem Erwachsenengurt [60]	81
Tabelle 36: Unfallsample im PENDANT Projekt [61]	82
Tabelle 37: Häufigkeitsverteilung von Verletzungen in PKW Frontalkollisionen bezogen auf Alter [61]	83

Tabelle 38: Häufigkeitsverteilung von Verletzungen in PKW Frontalkollisionen bezogen auf die Sitzreihe [61]	83
Tabelle 39: Häufigkeitsverteilung von Verletzungen in PKW Frontalkollisionen bezogen auf die Sitzreihe von unter 14jährigen [61].....	83
Tabelle 40: Häufigkeitsverteilung von Verletzungen nach Körperregion [61].....	84
Tabelle 41: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen [52]	85
Tabelle 42: Häufigkeitsverteilung von Verletzungen nach Körperregion [52].....	86
Tabelle 43: Häufigkeitsverteilung von Insassenverletzungen (>14) in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr bei Sicherung mit dem Erwachsenengurt [48]	87
Tabelle 44: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr bei Sicherung mit dem Erwachsenengurt [48]	87
Tabelle 45: Häufigkeitsverteilung von Kinderverletzungen in PKW Unfällen im Begegnungsverkehr bei Sicherung mit dem Erwachsenengurt vs. Kindersitz [48].....	88
Tabelle 46: Instrumentierung und Grenzwerte verwendeter Dummies [44].....	94
Tabelle 47: Gurtkraft- und Gurtwegsensoren der einzelnen Dummies [44].....	108
Tabelle 48: Messwerte Experiment – Simulation HIII 6year [44].....	129
Tabelle 49: Messwerte Experiment - Simulation TNO P10 [44].....	131
Tabelle 50: Messwerte Experiment - Simulation HIII 5% [44]	133
Tabelle 51: Unterschied Beckengurt – Dreipunktgurt [44].....	134
Tabelle 52: Variation der Auslösezeitpunkte des Gurtstraffers für den HIII 6year [44]	136
Tabelle 53: Variation der Auslösezeitpunkte des Gurtstraffers für den TNO P10 [44].....	138
Tabelle 54: Variation der Auslösezeitpunkte des Gurtstraffers für den HIII 5% [44].....	139
Tabelle 55: Variation der Anzugskraft des Gurtstraffers für den HIII 6year [44]	141
Tabelle 56: Variation der Anzugskraft des Gurtstraffers für den TNO P10 [44]	143
Tabelle 57: Variation der Anzugskraft des Gurtstraffers für den HIII 5% [44].....	144
Tabelle 58: Variation des Kraftniveaus des Gurtkraftbegrenzers für den HIII 6year [44]	147
Tabelle 59: Variation des Kraftniveaus des Gurtkraftbegrenzers für den TNO P10 [44]	148
Tabelle 60: Variation des Kraftniveaus des Gurtkraftbegrenzers für den HIII 5% [44].....	149
Tabelle 61: Kombination von Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer HIII 6year [44].....	150
Tabelle 62: Kombination von Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer TNO P10 [44]	151
Tabelle 63: Kombination von Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer HIII 5% [44]	152
Tabelle 64: Übersicht der Verbesserungen [44].....	154
Tabelle 65: Übersicht Verbesserungen [44].....	161
Tabelle 66: Messergebnisse aus Experiment für HIII 6year [44]	174
Tabelle 67: Messergebnisse aus Experiment für TNO P10 [44].....	175
Tabelle 68: Messergebnisse aus Experiment für HIII 5% [44].....	175
Tabelle 69: Messergebnisse aus Experiment für HIII 5% Frontdummy [44]	176
Tabelle 70: Messergebnisse aus Experiment für HIII 50% Fahrerdummy [44]	176

APPENDIX A

Codierung der Schlüsselfelder in der Datenbank FARS

Manner Of Collision	
Code	Definition
-1	Blank
0	Not Collision With Motor Vehicle In Transport
1	Front-to-Rear (includes Rear-End)
2	Front-to-Front (includes Head-On)
3	Front-to-Side, Same Direction
4	Front-to-Side, Opposite Direction
5	Front-to-Side, Right Angle (includes Broadside)
6	Front -to-Side/Angle - Direction Not Specified
7	Sideswipe - Same Direction
8	Sideswipe - Opposite Direction
9	Rear-to-Side
10	Rear-to-Rear
11	Other (End Swipes And Others)
99	Unknown

Code	Definition
-1	Blank
0	Not Collision With Motor Vehicle In Transport
1	Front-to-Rear (includes Rear-End)
2	Front-to-Front (includes Head-On)
3	Front-to-Side, Same Direction
4	Front-to-Side, Opposite Direction
5	Front-to-Side, Right Angle (includes Broadside)
6	Front -to-Side/Angle - Direction Not Specified
7	Sideswipe - Same Direction
8	Sideswipe - Opposite Direction
9	Rear-to-Side
10	Rear-to-Rear
11	Other (End Swipes And Others)
99	Unknown

Coding Manual for Person Type

Code	Definition
-1	Blank
1	Driver Of A Motor Vehicle In Transport
2	Passenger Of A Motor Vehicle In Transport
3	Occupant Of A Motor Vehicle Not In Transport
4	Occupant Of A Non-Motor Vehicle Transport Device
5	Pedestrian
6	Bicyclist
7	Other Cyclist
8	Other Pedestrians
9	Unknown Occupant Type In A Motor Vehicle In Transport
19	Unknown Type Of Non-Motorist

Tabelle 66 zeigt die Messergebnisse aus Experiment für den HIII 6year Dummy:

Tabelle 66: Messergebnisse aus Experiment für HIII 6year [44]

	Insasse	Dummy				
	5 Jahre,männlich 118cm, 19kg	HIII 6 114 cm, 23,4 kg FMVSS 208 In-Pos.	FMVSS 213	ECE R44	SirF	(ECE R94 + EuroNCAP → HIII,50% Mann) max.Messstellen
Kopf	HIC15	700			1079	a_x, a_y, a_z (HIC)
	HIC36		1000		1554	a_x, a_y, a_z (Rotat.)
	Verlagerung horiz.[mm]					
	Verlagerung vert.[mm]					
	$a_{res.3ms}$ [g]		60		99,9	
Nacken	Nij	1			1,29	
	Zug/Druck: F_{zkrit} [N]	2800	2000		3229	F_x, F_y, F_z (upper)
	Zug/Druck: F_{zkrit} [N]	2800	2000		110	F_x, F_y, F_z (lower)
	Beugung: $M_{y_{krit}}$ [Nm]	93	20		47,77	M_x, M_y, M_z (upp)
	Streckung: $M_{y_{krit}}$ [Nm]	37	20		18,68	M_x, M_y, M_z (low)
Brust	$a_{res.3ms}$ [g]	60	60		80,78	a_x, a_y, a_z
	a_{z3ms} [g]					2* F_x pro Rippe
	s_{max} [mm]	40			≈42	s_x
	v_c [m/s]	1			0,61	
	Kräfte					F_x, F_y, F_z
	Momente					M_x, M_y
Becken	$a_{res.3ms}$ [g]				82	
Obersch.	Kräfte in 3 Achsen					F_x, F_y, F_z
	Momente in 3 Achsen					M_x, M_y
Knie	Knie-Verschiebung					s_x
Untersch.	Kräfte im Schienbein					F_x, F_y, F_z
	Momente im Schienb.					M_x, M_y
Fußgelenk	Kräfte in 3 Achsen					F_x, F_y, F_z
	Momente in 3 Achsen					M_x, M_y, M_z
Zehen	Kraft in z-Richtung					F_z
Gurtkräfte	$F_{Schultergurt}$ [N]				6833	$F_{grenz}=3-7kN$
	$F_{Beckengurt}$ [N]				5027	$F_{grenz}=3-7kN$
Gurtweg	s am D-Ring [mm]				59,71	

Tabelle 67 zeigt die Messergebnisse aus Experiment für den TNO P10 Dummy:

Tabelle 67: Messergebnisse aus Experiment für TNO P10 [44]

	Insasse	Dummy					max.Messstellen
	8 Jahre, weiblich 140cm, 31kg	P10	(ECE R94 + EuroNCAP → HIII, 50% Mann)				
		Belastungsgrenzen(Normen/Verbraucherests):					
		FMVSS 208 In-Pos.	SirF	ECE R44	NPACS		
Kopf	HIC15		2893			a _x , a _y , a _z (HIC)	
	HIC36		4817			a _x , a _y , a _z (Rotat.)	
	Verlagerung horiz.[mm]			550	(270-) 600		
	Verlagerung vert.[mm]			80			
	a _{res.3ms} [g]		137		(51-) 105		
Nacken							
	Kräfte					F _x , F _y , F _z	
	Momente					M _x , M _y , M _z	
Brust	a _{res.3ms} [g]		56,5	55	(33-) 65	a _x , a _y , a _z	
Becken	a _{res.3ms} [g]		67,6			a _x , a _y , a _z	
	Kräfte, Momente					F _x , F _y , F _z , M _y	
Gurtkraft	rechts vom Bechen		6307N				

Tabelle 68 zeigt die Messergebnisse aus Experiment für den HIII 5% Fond-Dummy:

Tabelle 68: Messergebnisse aus Experiment für HIII 5% [44]

	Insasse	Dummy					max.Messstellen
	10 Jahre, männlich WHO: 150 cm, 42 kg real: 149 cm, 45 kg	HIII, 5% Frau	(ECE R94 + EuroNCAP → HIII, 50% Mann)				
		FMVSS 208 In-Pos.	FMVSS 213	ECE R44	SirF		
Kopf	HIC15	700			1047	a _x , a _y , a _z (HIC)	
	HIC36				1479	a _x , a _y , a _z (Rotat.)	
	Verlagerung horiz.[mm]						
	Verlagerung vert.[mm]						
	a _{res.3ms} [g]				96		
Nacken	Nij	1			0,85		
	Zug/Druck: F _{zkr} [N]	4287			3375	F _x , F _y , F _z (upper)	
	Zug/Druck: F _{zkr} [N]	3880			230	F _x , F _y , F _z (lower)	
	Beugung: M _{ykr} [Nm]	155			36	M _x , M _y , M _z (upp)	
	Streckung: M _{ykr} [Nm]	67			56,7	M _x , M _y , M _z (low)	
Brust	a _{res.3ms} [g]	60			trapping...55,87	a _x , a _y , a _z	
	a _{z3ms} [g]					2*F _x pro Rippe	
	s _{max} [mm]	52			52	s _x	
	vc[m/s]	1			0,89		
	Kräfte					F _x , F _y , F _z	
	Momente					M _x , M _y	
Becken	a _{res.3ms} [g]				trapping → 302	a _x , a _y , a _z	
Obersch.	Kräfte in 3 Achsen	F _{max} = 6,8 kN			1835 re, 2078 li	F _x , F _y , F _z	
	Momente in 3 Achsen					M _x , M _y	
Knie	Knie-Verschiebung					s _x	
Untersch.	Kräfte im Schienbein					F _x , F _y , F _z	
	Momente im Schienb.					M _x , M _y	
Fußgelenk	Kräfte in 3 Achsen					F _x , F _y , F _z	
	Momente in 3 Achsen					M _x , M _y , M _z	
Zehen	Kraft in z-Richtung					F _z	
Gurtkräfte	F _{Schultergurt} [N]				8950	F _{grenz} =3-7kN	
	F _{Beckengurt} [N]				6685	F _{grenz} =3-7kN	
Gurtweg	s am D-Ring [mm]				68,1		

Tabelle 69 zeigt die Messergebnisse aus Experiment für den HIII 5% Front-Dummy:

Tabelle 69: Messergebnisse aus Experiment für HIII 5% Frontdummy [44]

	Insasse	Dummy					max.Messstellen
	34 Jahre, weiblich	HIII, 5% Frau	(ECE R94 + EuroNCAP → HIII, 50% Mann)				
		152 cm, ≈ 52 kg					
		FMVSS 208 In-Pos.	FMVSS 213	ECE R44	SirF		
Kopf:	HIC15	700			597	ax, ay, az (HIC)	
	HIC36				920	ax, ay, az (Rotat.)	
	Verlagerung horiz.[mm]						
	Verlagerung vert.[mm]						
	a _{res-3ms} [g]				72,25		
Nacken:	Nij	1			0,68		
Zug/Druck:	F _{zkrit} [N]	4287			2151	Fx, Fy, Fz (upper)	
Zug/Druck:	F _{zkrit} [N]	3880			632	Fx, Fy, Fz (lower)	
Beugung:	My _{krit} [Nm]	155			14,6	Mx, My, Mz (upp)	
Streckung:	My _{krit} [Nm]	67			45,2	Mx, My, Mz (low)	
Brust:	a _{res-3ms} [g]	60			66,23	ax, ay, az	
	a _{z3ms} [g]					2*Fx pro Rippe	
	s _{max} [mm]	52			39	sx	
	vc[m/s]	1			0,37		
	Momente					Mx, My	
Becken:	a _{res-3ms} [g]				75,55	ax, ay, az	
Obersch.	Kräfte in 3 Achsen	F _{max} = 6,8 kN			2,066 re, -2,73 li	Fx, Fy, Fz	
	Momente in 3 Achsen					Mx, My	
Knie	Knie-Verschiebung					sx	
Untersch.	Kräfte im Schienbein					Fx, Fy, Fz	
	Momente im Schienb.					Mx, My	
Fußgelenk	Kräfte in 3 Achsen					Fx, Fy, Fz	
	Momente in 3 Achsen					Mx, My, Mz	
Zehen	Kraft in z-Richtung					Fz	
Gurtkräfte	F _{Schultergurt} [N]				-7848	F _{grenz} =3-7kN	
	F _{Beckengurt} [N]				-7192	F _{grenz} =3-7kN	
Gurtweg	s am D-Ring [mm]				108,23		

Tabelle 70 zeigt die Messergebnisse aus Experiment für den HIII 50% Dummy:

Tabelle 70: Messergebnisse aus Experiment für HIII 50% Fahrerdummy [44]

	Insasse	Dummy				max.Messstellen
	40 Jahre, männlich	HIII, 50% Mann				
		175 cm, ≈ 78 kg				
		FMVSS 208	ECE R94	EuroNCAP	SirF	
Kopf:	HIC15	700			720	ax, ay, az (HIC)
	HIC36	1000	1000	1000	778	ax, ay, az (Rotat.)
	Verlagerung horiz.[mm]					
	Verlagerung vert.[mm]					
	a _{res-3ms} [g]		80	88	90,97	
Nacken:	Nij	1				
Zug/Druck:	F _{zkrit} [N]	6806	3300	3300	3032	Fx, Fy, Fz (upper)
Zug/Druck:	F _{zkrit} [N]	6160	3100	3100	1089	Fx, Fy, Fz (lower)
Beugung:	My _{krit} [Nm]	310			87,29	Mx, My, Mz (upp)
Streckung:	My _{krit} [Nm]	135	57	57	37,7	Mx, My, Mz (low)
Brust:	a _{res-3ms} [g]	60			54,9	ax, ay, az
	a _{z3ms} [g]					2*Fx pro Rippe
	s _{max} [mm]	63	50		37,5	sx
	vc[m/s]	1	1		0,22	
	Momente					Mx, My
Becken:	a _{res-3ms} [g]				61,7	ax, ay, az
Obersch.	Kräfte in 3 Achsen	F _{max} =10,2 kN	9,07 kN	9,07 kN	4064 re, 2098 li	Fx, Fy, Fz
	Momente in 3 Achsen					Mx, My
Knie	Knie-Verschiebung		15 mm	15 mm		sx
Untersch.	Kräfte im Schienbein		8 kN	8 kN		Fx, Fy, Fz
	Momente im Schienb.					Mx, My
Fußgelenk	Kräfte in 3 Achsen					Fx, Fy, Fz
	Momente in 3 Achsen					Mx, My, Mz
Zehen	Kraft in z-Richtung					Fz

