Analyse, Mechanismen und Reduktion gurtinduzierter Thoraxbelastungen im Frontalcrash

Von der Fakultät für Maschinenbau
der Helmut-Schmidt-Universität / Universität der Bundeswehr Hamburg
zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktor-Ingenieurs
genehmigte

DISSERTATION
von

Burkhard Eickhoff
geboren in Hannover

Hamburg 2012

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner mehrjährigen Tätigkeit als Senior System Engineer bei der Autoliv B.V. & Co. KG in Elmshorn bei Hamburg.

Herzlich danken möchte ich Herrn Prof. Dr.-Ing. Martin Meywerk für hilfreiche Anregungen, die äußerst angenehme Begleitung meiner Arbeit und die Übernahme des ersten Gutachtens.

Darüber hinaus gilt mein besonderer Dank Herrn Prof. Dr.-Ing. Matthias Kröger für sein Interesse an dieser Arbeit und die Bereitschaft, ein zweites Gutachten zu erstellen.

Weiterhin möchte ich der Autoliv B.V. & Co. KG, namentlich Herrn Dr. Harald Zellmer, danken für zahlreiche Hilfestellungen und die Ermöglichung, die Promotion durchführen zu können. Darüber hinaus sei an dieser Stelle dem Team der Crashanlage in Elmshorn gedankt, welches mir geholfen hat, teils unkonventionelle und akribisch genaue Versuchsaufbauten zu realisieren.

Abschließend gilt mein Dank meiner Frau und meinen Kindern, die auf Zeit mit mir verzichteten und auf diese Weise die Arbeit mit ermöglicht haben.

Hamburg im Frühjahr 2012 Burkhard Eickhoff

Kurzfassung

Bei einem Frontalcrash sind Thoraxverletzungen besonders häufig, oft schwerwiegend oder sogar tödlich, insbesondere bei älteren Personen. Aus diesem Grund werden Änderungen in den Verbraucherschutztests bezüglich der Bewertung des Thoraxverletzungsrisikos angedacht bzw. bereits umgesetzt, um bei der Beurteilung des Insassenschutzes im Frontalcrash mehr auf den Schutz des Brustkorbes zu fokussieren. Bisherige Ansätze, die Belastung des Thorax durch den Sicherheitsgurt während eines Crashs zu beschreiben, sind noch immer als unzureichend anzusehen.

Die vorliegende Arbeit geht daher eingehend auf die Belastung des Brustkorbes (anhand des Hybrid III Dummys) durch den Sicherheitsgurt ein. Dabei werden die Belastungen detailliert analysiert. Dies geschieht z.B. mithilfe von neuartigen Rib Eye Sensoren, die die Belastungen jeder einzelnen Rippe des Dummybrustkorbes darstellen können.

Neben einer Beschreibung der Thoraxbelastung werden neue Berechnungsmethoden sowohl für die Brustbeschleunigung als auch für die Eindrückung erarbeitet, um gurtinduzierte Belastungen anhand der sich während des Crashs ändernden Gurtgeometrie und der wirkenden Gurtkräfte beschreibbar zu machen. Dabei kann das Verständnis bezüglich der Gurtrückhalteparameter, wie Gurtkräfte oder Gurtgeometrie, deutlich erweitert werden.

Mithilfe der Berechnungsmethodik zur gurtinduzierten Thoraxeindrückung wird ein Weg zur Optimierung der Schlosskinematik aufgezeigt, der zu einer Reduktion der Brusteindrückung führt. Die daraus resultierende geringere und homogenere Eindrückung des Dummybrustkorbes wird dabei sowohl in Simulationen als auch in Schlittenversuchen nachgewiesen.

Inhaltsverzeichnis

VIII Verzeichnis der verwendeten Formelzeichen, Symbole und Fachbegriffe

1 Einleitung 1

1.1 Einführung 1
1.2 Fragestellung 3
1.3 Gliederung 4

2 Grundzüge der Insassenrückhaltung im Frontalcrash - eine Einführung 5

2.1 Rückhaltekräfte. 5
2.2 Ankopplung 6
2.3 Phase der kontrollierten Rückhaltung. 7
2.4 Optimale Rückhaltung 8

3 Brustbelastung als relevante Größe im Frontalcrash - Grundlagen 11

3.1 Thoraxverletzungen im realen Unfallgeschehen 11
3.2 Verletzungswahrscheinlichkeiten und Grenzwerte 14
3.3 Gesetzliche Anforderungen und Verbraucherschutztests 17
3.4 Messung unter Laborbedingungen – der Hybrid III Dummy 19

4 Kenntnisstand und Ziele 23

4.1 Derzeitiger Kenntnisstand 23
4.2 Zielsetzungen und Erwartungen 28

5 Methodik 30

5.1 Verfahrensauswahl 30
5.2 Verwendung einer generischen Testumgebung 31
5.3 Zusätzliche Versuchs- / Simulationsumgebungen 33
5.4 Hinweise Force Balanced Dummy 33

6 Grundlegende Ergebnisse 35

6.1 Gurtbandeigenschaften 35
6.2 Thoraxeindrückung und Thoraxbeschleunigung im Versuch 36
6.3 Einfluss des Fahrzeugpulses auf Brustbeschleunigung und Eindrückung 40

7 Ergebnisse – Brustbeschleunigung 43

7.1 Brustbeschleunigung: relevante Kräfte auf den Thorax 43
7.2 Gurtkräfte und Gurtgeometrie 45
7.3 Ideale Gurtkraftkennung 50

8 Ergebnisse – Brusteindrückung 54

8.1 Relevante Kräfte für die Thoraxdeformation 54
8.1.1 Gurtkräfte - Messung und Aussagefähigkeit 55
8.1.2 Einfluss der unteren Diagonalgurtkraft 61
8.2 Brusteindrückung als Antwort auf die Gurtkrafteinleitung 67
8.2.1 Gurtinduzierte Lasteinleitung in den Dummythorax 67
8.2.2 Deformation des Dummythorax 68
8.3 Vereinfachtes Eindrückungsmodell 73
8.4 Optimierung der Schlosskopfkinematik 77
8.5 Änderung der Schlosskopfkinematik im Schlittenversuch 83
8.6 Abschließende Untersuchungen zum Gurtumlenkpunkt Schlosszunge 86

9 Optimierungsmöglichkeiten des Gurtsystems: Ergebnisdiskussion und Schlussfolgerungen 90

9.1 Diskussion grundlegender Ergebnisse 90
9.2 Brustbeschleunigung 91
9.3 Brusteindrückung 92

10 Zusammenfassung und Ausblick 101

Anhang 103

Literaturverzeichnis 120

Lebenslauf und Publikationen 128

VIII Verzeichnis der verwendeten Formelzeichen, Symbole und Fachbegriffe

Einheitenkonvention: SI, sofern nicht anders vermerkt

α	Winkel zwischen den Vektoren der Gurtkräfte F_{B3} und F_{B4}
β	Winkel zwischen den Vektoren der Gurtkraft F_4 und der eindrückungsrelevanten Kraft $F_{4\ Deflection}$
γ	Winkel zwischen den Vektoren der Gurtkraft F_{B31} und der eindrückungsrelevanten Kraft $F_{B31Deflection}$
a_m	Beschleunigung der Masse m
m	Masse
m_{Thorax}	Masse des Thorax
E	Energie
$F_{Deflection}$	vereinfacht berechnete eindrückungsrelevante Kraft des Gurtes auf den Thorax
F_{Gurt}	auf das Sternum und die Rippen wirkende Gurtkraft
F_{B3}	Gurtkraft an der Schulter
F_{B31}	Gurtkraft vor dem Schlüsselbein
$F_{B31Deflection}$	Eindrückungsrelevante Kraft auf den Thorax der Gurtkraft F_{B31}
F_{B4}	Gurtkraft am unteren Teil des Diagonalgurtes, nahe dem Schloss
$F_{B4Deflection}$	Eindrückungsrelevante Kraft auf den Thorax der Gurtkraft F_{B4}
F_{B6}	Gurtkraft am Endbeschlag
F_{res}	resultierende Kraft
F_{Thorax}	Kräfte, die auf den Thorax wirken
$s_{Fahrzeug}$	Fahrzeugbewegung
s_{innen}	Bewegung innerhalb des Fahrzeuges
$\ddot{x}$	Beschleunigung

AIS	Abbreviated Injury Scale, Klassifizierung von Verletzungen, vgl. S. 2
Ankopplung	Anbindung des Insassen an das Fahrzeug durch das Rückhaltesystem
AK	Arbeitskreis der Automobilindustrie zur Definition von Liefervorschriften
BASt	Abkürzung für Bundesanstalt für Straßenwesen
Crashpuls	Insassenzellenverzögerung während der Kollision
Dummyjacket	Bezeichnung für die gepolsterte Vinylaußenhaut Diese umgibt den Oberkörper des Dummys und wird auf der Rückseite mittels Reißverschluss montiert.
Endbeschlag	Befestigungspunkt des Beckengurtes
Euro NCAP	Verbraucherschutztest in Europa
FMVSS 208	Federal Motor Vehicle Standard für Insassenschutz (USA)
Force Balanced Dummy	Simulationsdummy mit zusätzlicher Datenausgabe, vgl. S. 33
Gurtautomat	siehe Retraktor
Gurtlose	Bezeichnung für Gurtbandlänge, die zusätzlich nach dem Anschnallvorgang im System vorhanden ist, z.B. durch dicke Kleidung
Gurtwinkel	siehe α
Kontrollierte Rückhaltung	Phase nach der Ankopplung, in der Rückhaltekräfte übertragen werden können und diese auch einstellbar sind
NHTSA	National Highway Traffic Safety Administration (USA)
OLC	Occupant Load Criterion, Kriterium zur Crashpulsbewertung, vgl. S. 40
Pulse	siehe Crashpuls
Rebound	Rückprall nach der maximalen Vorverlagerung des Insassen
Retraktor	Gerät, in dem das Gurtband auf einer Welle aufgerollt ist. Im Crashfall blockiert die Welle, Gurtband kann nicht mehr ausgegeben werden. In der Regel ist diese Funktion durch die Möglichkeit des Straffens (Gurtbandeinzug zur Verringerung der Gurtlose) und Kraftbegrenzung während der Phase der kontrollierten Rückhaltung ergänzt.
RHS	Rückhaltesystem

Rib Eye Sensoren	optische Sensoren zur Erfassung der Rippendeformation
Ride Down Effekt	verrichtete Arbeit durch die Fahrzeugbewegung während des Crashs, vgl. S. 8
Rückhaltekräfte	Kräfte, die für die Verzögerung des Insassen beim Crash verantwortlich sind, vgl. S. 5
Rückhalteparameter	Eigenschaften des Rückhaltesystems, die beeinflusst werden können, wie z.B. die Höhe einer Kraftbegrenzung, die Gurtgeometrie, …
SAE	Abkürzung für Society of Automotive Engineers
Straffung	Entfernen der Gurtlose aus dem Gurtsystem, vgl. S. 6
Torsionsstab	Element im Retraktor, das zur Gurtkraftbegrenzung genutzt wird
US NCAP	Verbraucherschutztest in den USA

1 Einleitung

Das erste Kapitel der Dissertation beginnt im ersten Abschnitt mit einer Einführung in die Thematik der Arbeit. Im folgenden zweiten Abschnitt werden die Fragestellungen umrissen, mit denen sich innerhalb der Untersuchungen auseinandergesetzt wird. Kapitel 1 schließt im Abschnitt 3 mit Erläuterungen zur Gliederung.

1.1 Einführung

Trotz aller bisherigen Anstrengungen bleibt die Sicherheit im Straßen verkehr eine große Herausforderung. Allein in der Europäischen Union kamen im Jahr 2009 weit mehr als 30000 Menschen bei Unfällen im Straßenverkehr ums Leben, siehe Abb. 1-1. Das Ziel, eine Halbierung der Anzahl der Verkehrstoten innerhalb von 10 Jahren, konnte nicht erreicht werden.

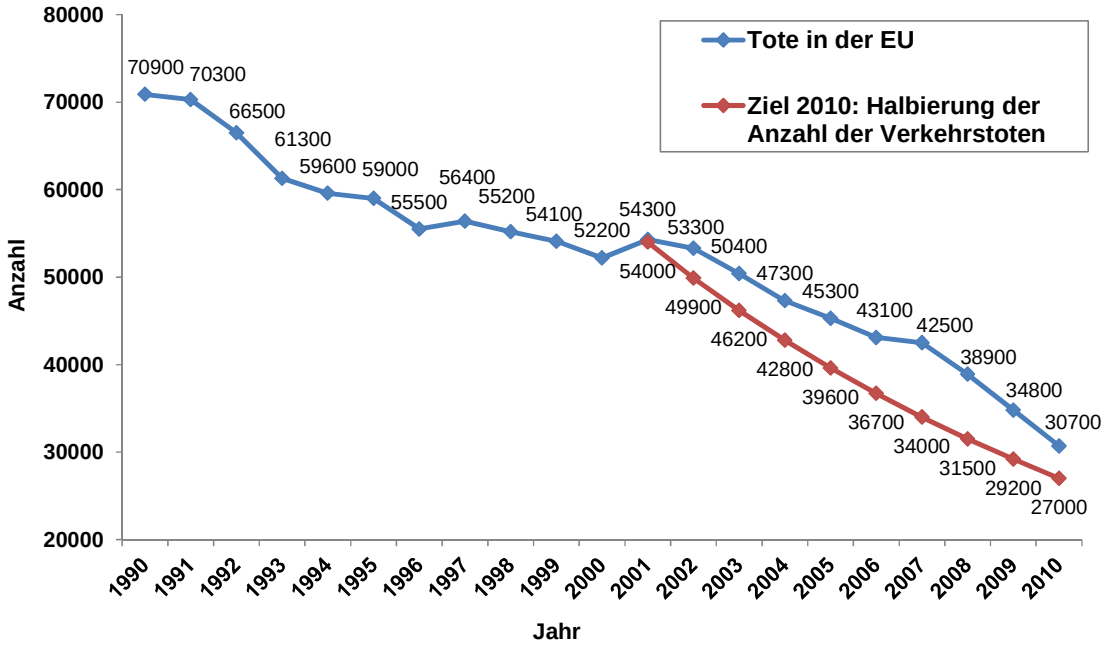

Abb. 1-1: Anzahl der Verkehrstoten in der EU und Zielsetzung der Europäischen Kommission, nach EU (2011a).

Vielmehr sind weitere Anstrengungen, wie sich beispielsweise an dem neu aufgelegten Programm für die Straßenverkehrssicherheit 2011-2020 der Europäischen Union (EU 2010) erkennen lässt, notwendig, um die Anzahl schwer verletzter oder getöteter Personen im Straßenverkehr weiter zu reduzieren. Wenn auch mehr und mehr auf aktive Unfallvermeidungsstrategien oder aktive Unfallfolgenminderung fokussiert wird, bleibt die

passive Sicherheit von Fahrzeugen weiterhin ein wichtiges Thema. Denn noch immer bilden Insassen von Personenkraftwagen den größten Anteil an getöteten Verkehrsteilnehmern (EU 2011b), siehe Abb. 1-2. So sterben in der EU fast 50% aller getöteten Verkehrsteilnehmer als Nutzer eines Pkw.

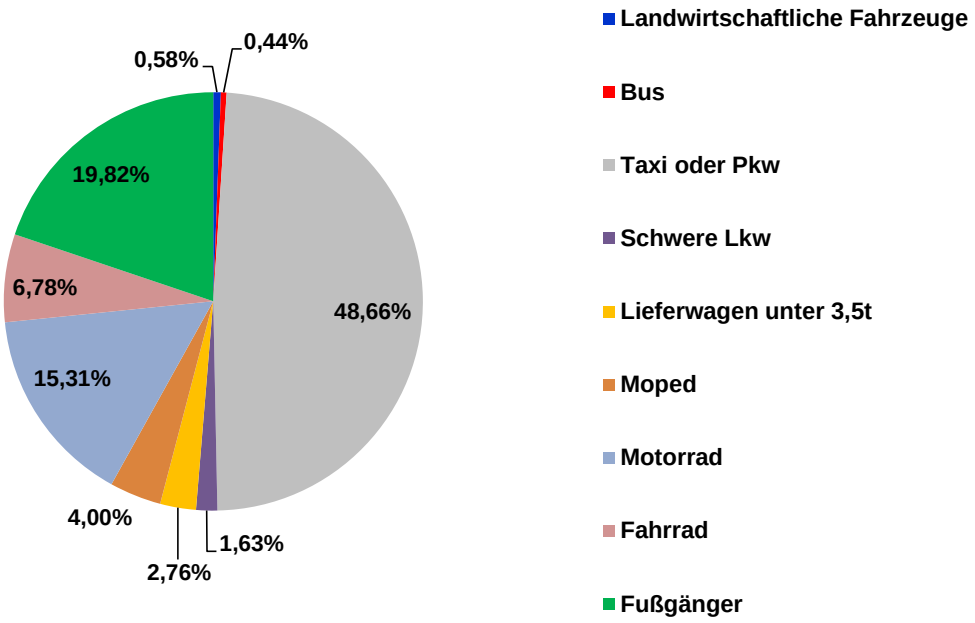

Abb. 1-2: Unfalltote in der EU nach Art der Verkehrsteilnahme, nach EU (2011b).

Die Unfalldatenanalyse dieser Gruppe, nämlich der Insassen von Personenkraftwagen, belegt, dass gerade Thoraxverletzungen einen relevanten Anteil an schweren oder tödlichen Verletzungen haben, vgl. Abb. 1-3, die die AIS3+ Verletzungen[1] von Pkw-Insassen in den USA zeigt. Andere Untersuchungen mit europäischen Unfalldaten z.B. im EU-Projekt THORAX weisen ebenfalls ein hohes Verletzungsrisiko des Thorax besonders beim Kollisionstyp Frontalcrash aus (Carroll et al. 2010). Dies ist insbesondere deshalb relevant, da der Frontalcrash als häufigster Kollisionstyp des Pkw im realen Unfallgeschehen anzutreffen ist (Otte et al. 2009). Folglich ist es sinnvoll, über eine weitere Verbesserung des Schutzes von Pkw- Insassen im Frontalcrash mit Blick auf den Thorax zu diskutieren. Die nachfolgende Arbeit soll hierzu beitragen.

[1]AIS steht für Abbreviated Injury Scale und klassifiziert die Verletzungsschwere. AIS 0 entspricht unverletzt, AIS 1 gering, AIS 2 mäßig, AIS 3 schwer, AIS 4 bedeutend, AIS 5 kritisch, AIS 6 maximal, vgl. Kramer (2006, S.94). AIS 3+ bedeutet AIS 3 - AIS 6.

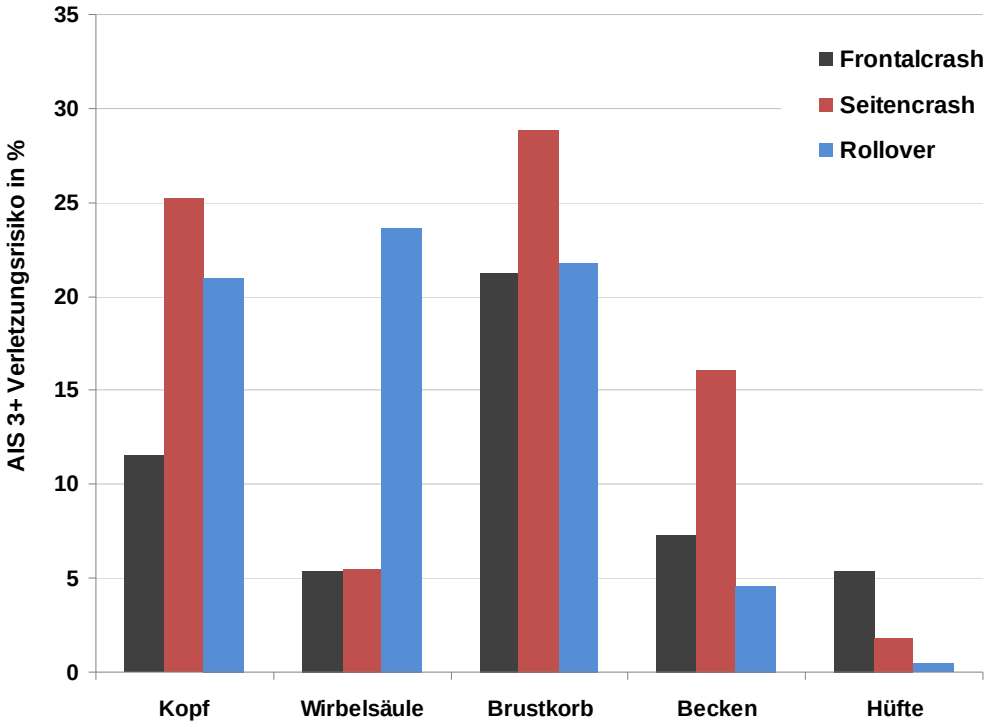

Abb. 1-3: AIS3+ Verletzungen in Personenkraftwagen aufgeteilt nach Kollisionstyp, nach Ridella (2010). Thoraxverletzungen bilden dabei einen Schwerpunkt.

1.2 Fragestellung

Wie im realen Unfallgeschehen so ist auch im Versuch unter Laborbedingungen die Verringerung der Thoraxbelastung im Frontalcrash ein zentrales Auslegungsziel (Eickhoff et al. 2010b). Für die Beurteilung der Thoraxverletzungswahrscheinlichkeit - beim Dummy durch die Eindrückung des Brustkorbs und die Thoraxbeschleunigung ermittelt - ist eine fundierte Kenntnis der Mechanismen notwendig, die zur Belastung des Brustkorbs führen. Nur so ist eine weitere Optimierung von Rückhaltesystemen mit dem Ziel der Verminderung des Risikos von Thoraxverletzungen im Frontalcrash möglich.

In der täglichen Praxis, sei es in Projekten oder in Fachdiskussionen wie z.B. zur Neubewertung des Thoraxverletzungsrisikos im Verbraucherschutztest Euro NCAP, fällt auf, dass Zusammenhänge zwischen Rückhalteparametern, wie z.B. Gurtkräfte oder Gurtgeometrie, auf ihre Relevanz bezüglich die Brustbelastung oft nur unzureichend dargestellt werden. Als Folge dessen werden Messwerte nicht selten fehlinterpretiert.

Innerhalb dieser Arbeit und den daraus abgeleiteten und zum Großteil bereits vorhandenen Publikationen sollen daher die Mechanismen gurtinduzierter Brustbelastung beschrieben, mögliche zusätzliche Messungen vorgestellt und Gurtparameter aufgezeigt werden, die zur Reduktion der Brustbelastung genutzt werden können.

1.3 Gliederung

Die vorliegende Arbeit lässt sich thematisch in vier Bereiche aufteilen, siehe Abb. 1-4.

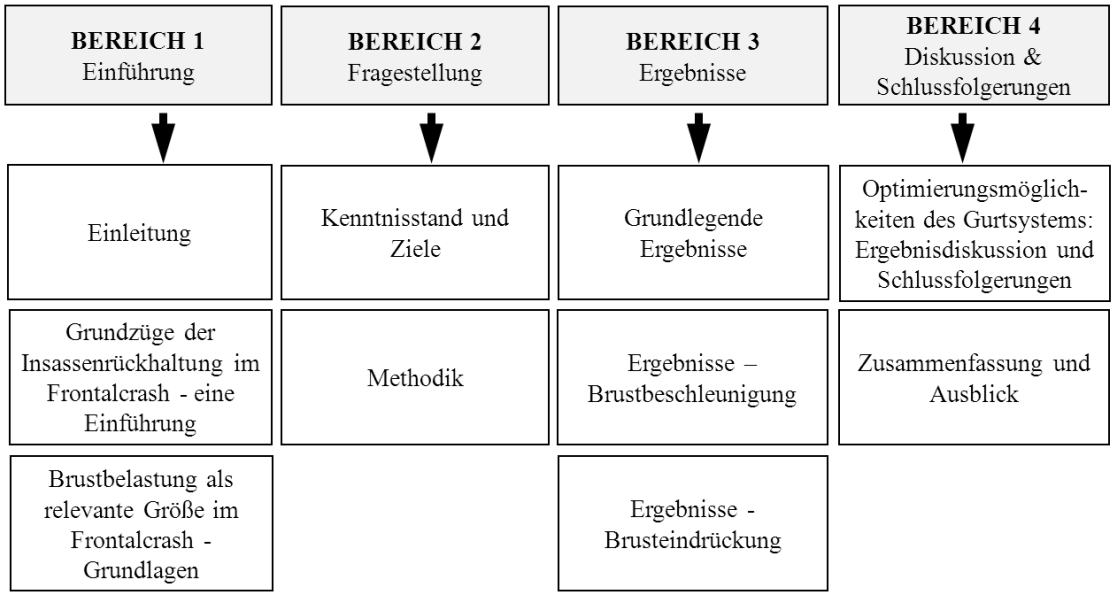

Abb. 1-4: Thematische Gliederung der Dissertation.

Der erste Bereich „Einführung“ umfasst die Kapitel 1-3. Nach einer allgemeinen Einleitung (Kapitel 1) schließt sich im Kapitel 2 eine Vermittlung grundlegender Kenntnisse bezüglich der Rückhaltung von Fahrzeuginsassen im Frontalcrash an. Diese sind für das Verständnis der Arbeit insbesondere für den fachfremden Leser hilfreich. Kapitel 3 richtet dann den Fokus auf die Brustbelastungen beim Crash. Dabei werden Verletzungen des Brustkorbes diskutiert, ebenso wird der Dummy Hybrid III als Messmittel vorgestellt.

Im Bereich 2 „Fragestellung“, welcher die Kapitel 4 und 5 enthält, werden sowohl der derzeitige Kenntnisstand als auch die Fragestellungen und Erwartungen an die Untersuchungen (Kapitel 4) besprochen. Kapitel 5 beschäftigt sich nachfolgend mit der Verfahrensauswahl und zeigt die genutzten Methoden.

Der Ergebnisbereich 3 ist dreigliedrig. Begonnen wird im Kapitel 6 mit grundlegenden Ergebnissen, Kapitel 7 beschäftigt sich mit der Brustbeschleunigung. Die umfangreichsten Untersuchungsergebnisse beziehen sich auf die Brusteindrückung, die im Kapitel 8 beschrieben sind.

Bereich 4 „Diskussion und Schlussfolgerungen“ umfasst dann abschließend die Kapitel 9 und 10. Hier werden zunächst die Ergebnisse diskutiert und in den fachlichen Zusammenhang eingeordnet (Kapitel 9). Die Arbeit endet im Kapitel 10 mit einer kurzen Zusammenfassung und einem Ausblick.

2 Grundzüge der Insassenrückhaltung im Frontalcrash – eine Einführung

Innerhalb des folgenden Kapitels werden zunächst Grundlagen für die Rückhaltung des Insassen im Frontalcrash erörtert. Dazu wird im ersten Abschnitt kurz auf die relevanten Rückhaltekräfte eingegangen. Nachfolgend sind zwei Phasen der Insassenrückhaltung beschrieben, nämlich die Ankopplung des Insassen und danach die Phase der kontrollierten Rückhaltung. Das Kapitel endet mit einer Beschreibung vierer Merkmale, die eine optimierte Rückhaltung charakterisiert.

2.1 Rückhaltekräfte

Für die Verzögerung des Insassen eines Fahrzeuges in einem Frontalcrash sind verschiedene Kräfte verantwortlich. Bei einer Rückhaltung mittels Dreipunktgurt und Airbag, wie dies auf PKW-Vordersitzen üblich ist, wirken auf den Insassen folgenden Rückhaltekräfte, siehe Abb. 2-1: Gurtkräfte vom Diagonalgurt auf den Thorax, vom Beckengurt auf das Becken, vom Airbag hauptsächlich auf den Kopf und den Thorax, vom Sitz als Sitzreaktionskraft auf das Becken, Kontaktkräfte von der Instrumententafel (sofern Kontakt vorhanden) als Arm- oder Oberschenkelkräfte auf den Thorax bzw. auf das Becken.

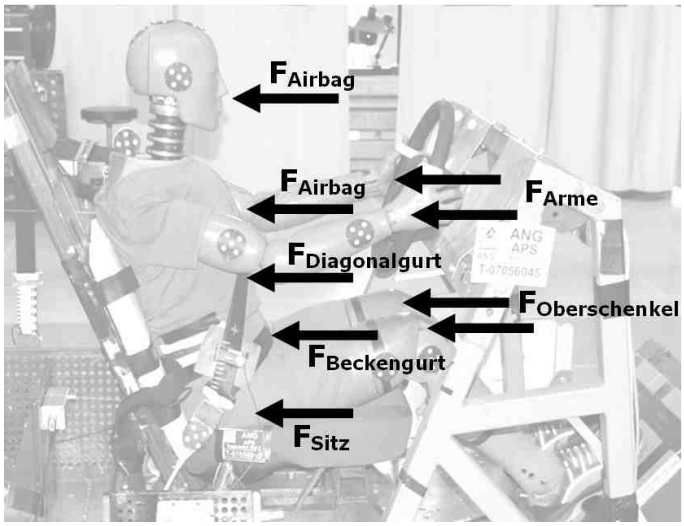

Abb. 2-1: Wirkende Rückhaltekräfte auf den Insassen bei einem Frontalcrash, hier schematisch dargestellt.

2.2 Ankopplung

Verzögert ein Fahrzeug durch einen Aufprall, so ist der Insasse zunächst noch nicht an das Fahrzeug gekoppelt. Das bedeutet, dass er zunächst keinerlei Rückhaltung erfährt und folglich keine Kräfte wirken. Je schneller der Insasse mittels Rückhaltesystem an das Fahrzeug angebunden wird, desto mehr Weg ist für einen kontrollierten Geschwindigkeitsabbau verfügbar. Als Folge dessen können die Insassenbeschleunigung und damit auch die Rückhaltekräfte reduziert werden. Die Abb. 2-2, in der Geschwindigkeit und Beschleunigung von Fahrzeug und Insassen vereinfacht dargestellt ist, verdeutlicht diesen Zusammenhang: Das Fahrzeug beginnt mit der Verzögerung (mit A bezeichnet). Bei der Länge B beginnt der früh gekoppelte Insasse mit der Verzögerung, bei C der spät gekoppelte. Der Vorteil für den Insassen mit früher Ankopplung bezüglich der Beschleunigung ist deutlich zu erkennen (D).

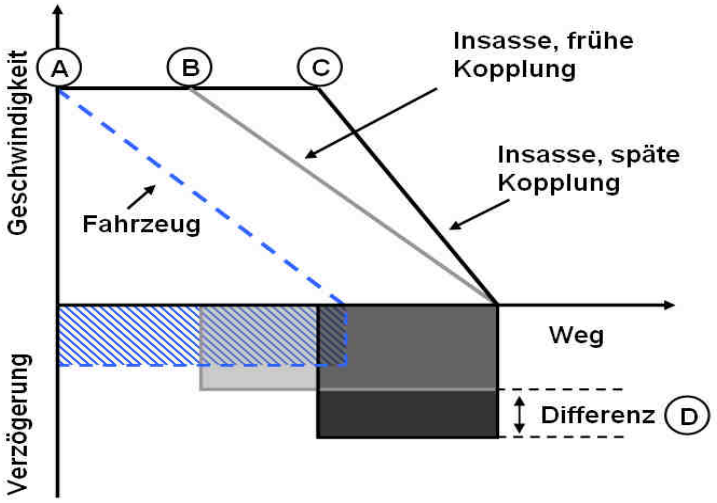

Abb. 2-2: Vorteil einer frühen Insassenkopplung in vereinfachter Darstellung. Gezeigt sind Geschwindigkeit und Verzögerung des Fahrzeuges und eines Insassen mit früher und später Ankopplung.

Um eine frühe Anbindung des Insassen an das Fahrzeug zu gewährleisten, ist es wichtig, schnell die Gurtlose zu reduzieren. Dies geschieht in der Regel durch pyrotechnische Gurtstraffer. Dabei wird zwischen Retraktorstraffern[2], Schloss- und Endbeschlagstraffern unterschieden. Diese werden entweder einzeln oder in Kombination eingesetzt, mit Ausnahme des Endbeschlagstaffers, der i.d.R. nur als Zweitstraffer Verwendung findet, siehe Abb. 2-3. An

[2] Der Begriff Retraktor steht für den Gurtautomat, in dem das Gurtband aufgerollt ist.

dieser Stelle sei auf detaillierte Ausführungen zum Thema Ankopplung durch den Dreipunktgurt auf Zellmer et al. (2003) und Zellmer et al. (2005) verwiesen. Um eine gute Kopplung des Airbags zu erreichen, sollte dieser schnell und mit einer guten Abdeckung am Insassen anliegen, um früh Kräfte übertragen zu können.

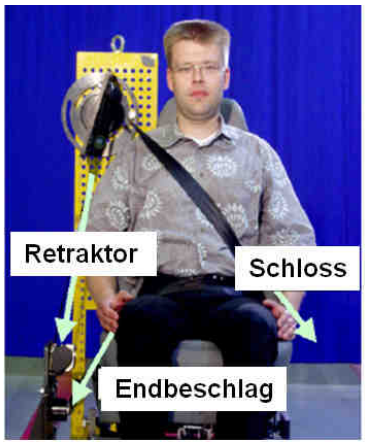

Abb. 2-3: Straffvarianten. Es wird zwischen Retraktor-, Schloss- und Endbeschlagstraffern unterschieden, die für eine optimierte Gurtkopplung sorgen.

2.3 Phase der kontrollierten Rückhaltung

Nach Entfernung der Gurtlose und dem Ankoppeln des Airbags (siehe Abschnitt 2.2) steigen die Rückhaltekräfte während des weiteren Crashverlaufes weiter an. Um Belastungsspitzen zu vermeiden, lassen sich die durch den Gurt und Airbag auf den Insassen wirkenden Rückhaltekräfte begrenzen. Darüber hinaus ist es möglich, nicht nur die maximale Höhe sondern auch die Charakteristik der Gurt- und Airbagkraft einzustellen. Dies kann voreingestellt oder adaptiv, d.h. lastfallabhängig geschehen.

Beim Sicherheitsgurt wird die Gurtkraftbegrenzung i.d.R. durch einen Torsionsstab im Retraktor realisiert, siehe Abb. 2-4, in der das Wirkungsprinzip dargestellt ist: Der Torsionsstab ist linksseitig fest mit dem Gehäuse und auf der rechten Seite mit der Welle verbunden. Auf dieser Welle ist das Gurtband aufgewickelt. Die Gurtkraft ist durch das maximal übertragbare Moment des Torsionsstabes begrenzt, bei einer Kraftbegrenzung wird durch Torsion Gurtband ausgegeben. Soll die Charakteristik zusätzlich verändert werden, kann hierzu z.B. ein Biegelement parallel geschaltet werden. Der adaptive Fall lässt sich z.B. durch das Schalten zwischen zwei Torsionsstäben unterschiedlichen Moments realisieren (Clute 2001).

Beim Airbag können die Kräfte u.a. durch die Charakteristik des Gasgenerators, der auch zweistufig ausgeführt sein kann, der Ventilierung (auch aktiv) einstellt werden. Darüber hinaus wird für den Fahrer oft eine laufende Lenksäule eingesetzt, das bedeutet, dass das Lenkrad im Crashfall Richtung Instrumententafel geschoben werden kann. Auch die Kraft-Weg-Kennung der Lenksäule ist voreingestellt und beeinflusst die Airbagkräfte auf den Insassen.

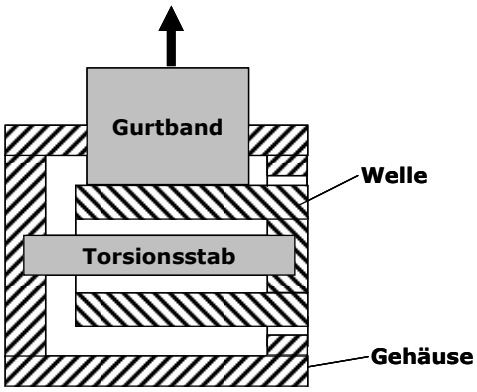

Abb. 2-4: Gurtkraftbegrenzung mittels Torsionsstab (Prinzipdarstellung ohne Wellenlagerung und Aufroll- / Verriegelungsfunktion).

2.4 Optimale Rückhaltung

Unter Berücksichtigung der vorangegangenen Überlegungen lassen sich vier Merkmale einer optimalen Auslegung eines Insassenschutzsystems benennen:

1. Die Ankopplung des Insassen an das Fahrzeug erfolgt schnellst möglich.

Wie im Abschnitt 2.2 bereits vereinfacht ausgeführt, lässt sich durch eine optimierte Ankopplung des Insassen an das Fahrzeug die Belastung auf den Insassen verringern. Zur Verdeutlichung wird an dieser Stelle mit Hilfe der verrichteten Arbeit der Abbau der kinetischen Energie des Insassen betrachtet, siehe Abb. 2-5. Eine Masse m sei durch ein Feder-Dämpfersystem als Rückhaltesystem mit einem Fahrzeug verbunden. Dabei legt die Masse während des Crashs sowohl Weg mit dem Fahrzeug zurück $s_{Fahrzeug}$ als auch Weg innerhalb des Fahrzeugs s_{innen}. Die verrichtete Arbeit ergibt sich dann aus der Kraft des Rückhaltesystems und den beiden Wegen $s_{Fahrzeug}$ und s_{innen} zu

$$E = \int m \cdot a_m \cdot ds_{Fahrzeug} + \int m \cdot a_m \cdot ds_{innen} \quad . \tag{1}$$

Der Anteil der durch den äußeren Weg $s_{Fahrzeug}$ verrichteten Arbeit wird auch Ride-Down-Energie genannt (Eickhoff 2010a, S. I 60). Kramer (2006, S. 160f) definiert gar einen RDE - Wert.

Eine gute Rückhaltung zeichnet sich dadurch aus, dass möglichst viel Arbeit mittels Ride-Down – Effekt verrichtet wird, vgl. Kramer (2006, S. 160f). Dies ist genau dann möglich, wenn das Rückhaltesystem frühzeitig Kraft auf den Insassen überträgt, das System also früh koppelt.

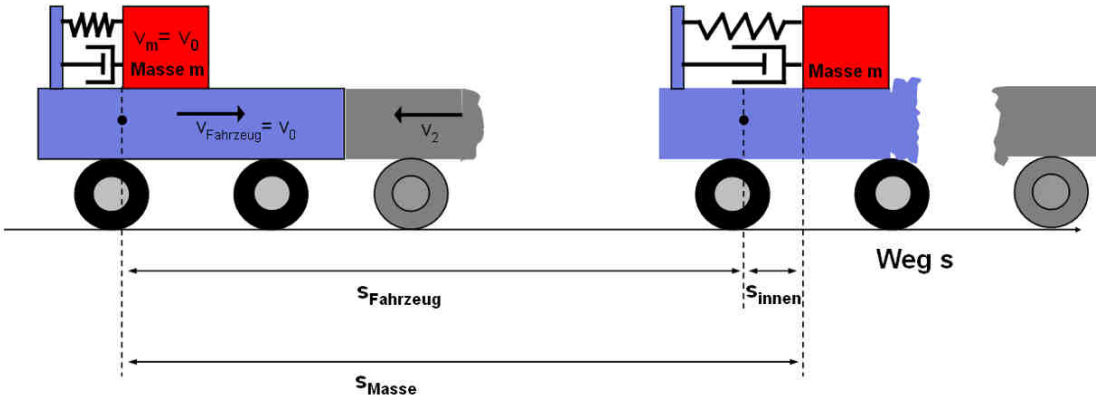

Abb. 2-5: Erläuterung zum Ride-Down-Effekt: Links ist ein Fahrzeug beim Zeitpunkt t_0 (erster Anstoß) dargestellt, rechts bei der maximalen Vorverlagerung der Masse m, nach Eickhoff (2010a, S. I 60).

2. Der Geschwindigkeitsabbau des Insassen erfolgt möglichst gleichmäßig, um Belastungsspitzen zu vermeiden.

Diese Forderung lässt sich durch eine einfache kinematische Überlegung erläutern. Wird ein Punkt betrachtet, dessen Geschwindigkeit sich reduziert, so ist die Ableitung der Geschwindigkeit nach der Zeit seine Beschleunigung. Ein „gleichmäßiger Geschwindigkeitsabbau“ bedeutet also eine konstante Verzögerung. Auf den Insassen im Frontalcrash übertragen, bedeutet dies also eine Vermeidung von lokalen Maxima in den Rückhaltekräften, die sowohl einzelne Körperregionen zu stark belasten als auch zu übermäßig hohen Beschleunigungen von Kopf, Brust und Becken führen können.

3. Der verfügbare Vorverlagerungsweg im Innenraum ist vollständig genutzt, um die Belastungen zu reduzieren.

Wie innerhalb dieses Abschnitts bereits ausgeführt, muss zur Änderung der kinetischen Energie des Insassen Arbeit verrichtet werden, vgl. hierzu auch Hauger et al. (1989, S. 59). Die Arbeit ist hierbei als Wegintegral von der Rückhaltekraft definiert, siehe Gleichung (1). Wird nicht der komplette Vorverlagerungsraum für den Insassen genutzt, so steigt zwangsläufig die Kraft im Arbeitsintegral, um die gleiche Arbeit zu verrichten. Das bedeutet eine höhere Belastung für den Insassen. Aus diesem Grund sollte der Innenraum vollständig genutzt werden.

4. Rückhaltekräfte sind biomechanisch korrekt eingeleitet. D.h. die Höhe der jeweiligen Rückhaltekraft orientiert sich an der Belastbarkeit der beaufschlagten Körperregion.

Innerhalb dieses Kapitels wurden bereits die relevanten Rückhaltekräfte aufgezeigt, siehe Abb. 2-1. Die mit Kräften beaufschlagten knöchernen Körperteile sind demnach hauptsächlich der Kopf (Airbagkontakt), das Brustbein und die Rippen (Gurt- und Airbagkontakt), das Becken (Gurtkontakt / Sitzkontakt) und die Oberschenkel / Knie (Kniekontakt mit der Instrumententafel). Wichtig ist bei einer Rückhaltesystemauslegung, dass die jeweiligen knöchernen Strukturen so belastet werden, dass das Verletzungsrisiko gering ist. Darüber hinaus sind Scherkräfte oder Momente zwischen Körperteilen zu minimieren.

Auf eine Zusammenstellung aller biomechanischer Belastungsgrenzen ist an dieser Stelle bewusst verzichtet, vielmehr wird auf die Zusammenstellungen in Kramer (2006) und Schmitt et al. (2004) verwiesen. Für den Thorax hingegen werden die Belastungsgrenzen wie auch Verletzungen im Frontalcrash im nächsten Kapitel erörtert.

3 Brustbelastung als relevante Größe im Frontalcrash – Grundlagen

Das Kapitel 3 führt in die Thematik der Brustbelastung vorn sitzender Insassen im Frontalcrash ein. Im ersten Abschnitt werden hierzu zunächst Verletzungen und deren Mechanismen im realen Unfallgeschehen erläutert. Kennwerte, die die Wahrscheinlichkeiten und Schwere einer Thoraxverletzung beschreiben, werden im nachfolgenden Abschnitt 3.2 dargestellt. Der nächste Abschnitt beschreibt ihre Anwendung bei gesetzlichen Anforderungen und in Verbraucherschutztests. Bei derartigen Tests werden Dummys eingesetzt – wichtige Unterschiede zwischen dem menschlichen Thorax und dem eines Dummys beschreibt der Abschnitt 3.4.

3.1 Thoraxverletzungen im realen Unfallgeschehen

Die Belastungen des Thorax bei einem Frontalcrash entstehen durch Einwirkungen des Rückhaltesystems auf den Insassen und ggf. Kontakten des Oberkörpers mit Innenraumteilen, wie z.B. dem Lenkrad. Verletzungen dieser Belastung werden unter dem Begriff stumpfe Thoraxtraumata[3] zusammengefasst, vgl. Breuer (2009). Diese Traumata lassen sich in knöcherne Verletzungen und Verletzungen der Weichteile unterteilen. Zu den knöchernen Verletzungen zählen insbesondere Frakturen der Rippen und des Sternums (Brustbein). Weichteilverletzungen betreffen die Atemwege, das Herz, die Aorta, die Speiseröhre, das Mittel- und das Zwerchfell (Breuer 2009).

Die Verletzungsmechanismen können wie folgt klassifiziert werden (Schmitt et al. 2004): Verletzungen durch Kompression, durch viskose Belastung[4] und Verletzungen durch die Massenträgheit der Organe. Außerdem ist auch von Kombinationen dieser Mechanismen auszugehen, ebenso von Folgeverletzungen durch Frakturen.

Insbesondere die Mechanismen der knöchernen Verletzungen und deren Folgeverletzungen sind untersucht und verstanden, die anderen Verletzungsmechanismen dagegen weniger, vgl. Schmitt et al. (2004), Kramer (2006).

---

[3] Unter dem Begriff stumpfes Trauma verstehen sich innere Verletzungen, die aus stumpfkantigen und nicht perforierenden Einwirkungen folgen.

[4] Mit dem Begriff der viskosen Belastung werden auf die Zeit bezogen extrem schnelle Belastungsvorgänge beschrieben.

Zur Verdeutlichung gibt die Abb. 3-1 nochmals einen Überblick über die Thoraxverletzungen und deren Ursachen.

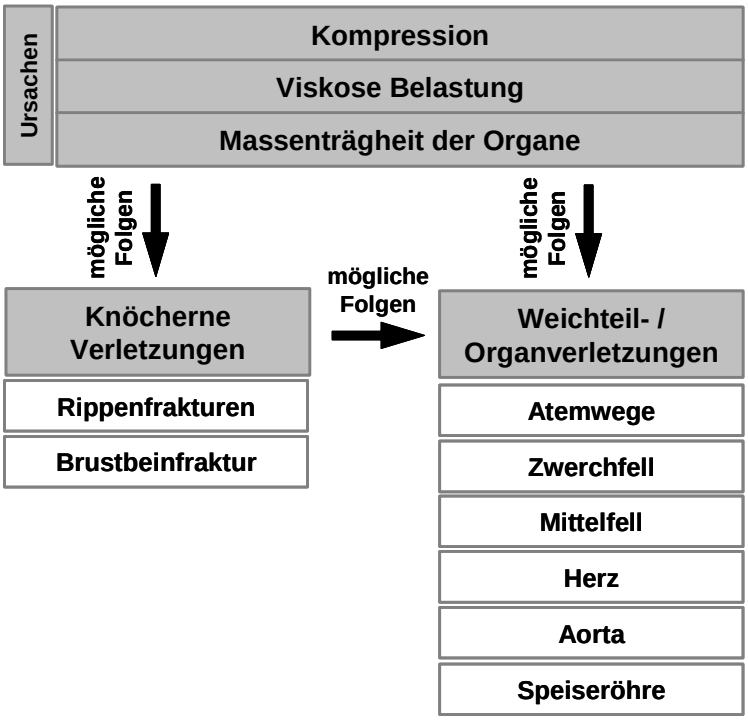

Abb. 3-1: Thoraxtrauma: Verletzungsursachen und deren Wirkungen.

Wie erwähnt, sind die Mechanismen der knöchernen Verletzungen weitgehend untersucht. An dieser Stelle sollen daher die wichtigsten nur kurz beschrieben werden.

Der Zusammenhang zwischen der Thoraxkompression und Rippenfrakturen ist bekannt und u. a. mehrfach durch Leichenversuche nachgewiesen worden, vgl. hierzu beispielhaft Shaw et al. (2007), Duma et al. (2005), Kent et al. (2001), Yoganandan et al. (1991). Dabei treten die Frakturen entweder direkt an der Stelle der Krafteinwirkungen auf oder, indirekt bedingt, durch die Verformung der betroffenen Rippe an der Stelle der höchsten Spannung, vgl. Breuer (2009, S. 12).

Die Folgeverletzungen von Rippenbrüchen auf die Atmungsorgane wiederum sind ebenfalls gut dokumentiert. Einzelfrakturen gelten dabei in der Regel als ungefährlich, Mehrfachfrakturen hingegen können zu einem instabilen Brustkorb führen, mit der Folge, dass die Lungenflügel nicht mehr mit ausreichend Atemluft gefüllt werden können (Kramer 2006, S. 72).

Ebenfalls durch Rippenfrakturen kann der Pneumothorax entstehen. Hierbei findet durch einen offenen Bruch der Rippen ein Druckausgleich zwischen Pleurahöhle[5] und Umgebungsluft statt, mit der Folge einer in sich zusammenfallenden Lunge. Infolge von verletzten Blutgefäßen, bedingt durch scharfkantig gebrochene Rippen, ist außerdem der Hämothorax bekannt. Blut gelangt hierbei in den Brustraum und drückt auf das Lungengewebe, was letztlich zum Lungenkollaps führen kann (Breuer 2009).

[5] Unter dem Begriff Pleurahöhle wird ein kleiner Spalt im Thorax verstanden, der relativ zum Umgebungsdruck einen Unterdruck aufweist und für die Lungenfunktion von entscheidender Bedeutung ist.

3.2 Verletzungswahrscheinlichkeiten und Grenzwerte

Als wichtigen Meilenstein in der Erforschung der Belastbarkeit des Menschen können die Selbstversuche des Biophysikers und Mediziners John Stapp in den 50er Jahren auf einem Raketenschlitten angesehen werden. Zielsetzung hierbei war es, den menschlichen Körper durch Beschleunigung zu belasten und Auswirkungen auf diesen zu untersuchen. 1959 wurden eine Zusammenstellung bisheriger Versuchsergebnisse und außerdem Beschleunigungsgrenzkurven für den Insassen eines Fahrzeugs veröffentlicht, die über die Belastungsdauer aufgetragen waren, vgl. Eiband (1959, S. 74) und hierzu Abb. 3-2. Zielsetzung war hierbei, die Verletzungsschwere zu beurteilen. An der gezeigten Abb. 3-2 wird deutlich, dass neben der Höhe der Beschleunigung die Einwirkdauer ein entscheidender Parameter für die Schwere der Verletzung ist.

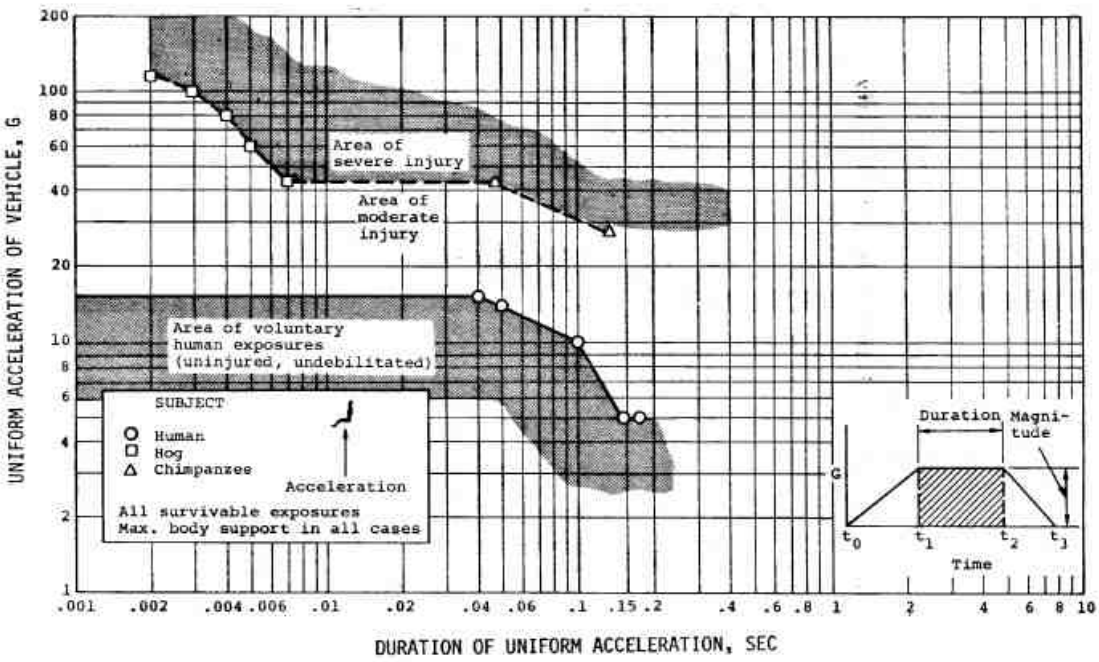

Abb. 3-2: Definition von Verzögerungsgrenzkurven eines Fahrzeuges zur Ermittlung der Verletzungsschwere des Insassen in Abhängigkeit der Zeit, aus Eiband (1959, S. 74).

Im Jahr 1971 wurden auf der 15. Stapp Konferenz Untersuchungen vorgestellt, die als Ergebnis ein Limit für eine maximale Verzögerung des Thoraxschwerpunktes vorschlugen. Angegeben waren hierbei 60 g mit einer Einwirkungsdauer unterhalb von 100 ms, vgl. Mertz et al. (1971, S. 155).

Neben der Beurteilung der Beschleunigungswirkung auf den Körper wurde Anfang der siebziger Jahre der Einfluss der Eindrückung auf den Thorax untersucht. Grundlegende Untersuchungen hierzu wurden von Kroell (Kroell et al. 1971; Kroell et al. 1974), Neathery (Neathery et al. 1973) und Stalnaker (Stalnaker et al. 1973) durchgeführt. Dabei wurde insbesondere mit Hilfe von Impaktorversuchen an Leichen die Thoraxsteifigkeit ermittelt, siehe hierzu Abb. 3-3. Außerdem wurde der Zusammenhang zwischen Eindrückung und Verletzungswahrscheinlichkeit dargestellt (Kroell et al. 1971; Kroell et al. 1974).

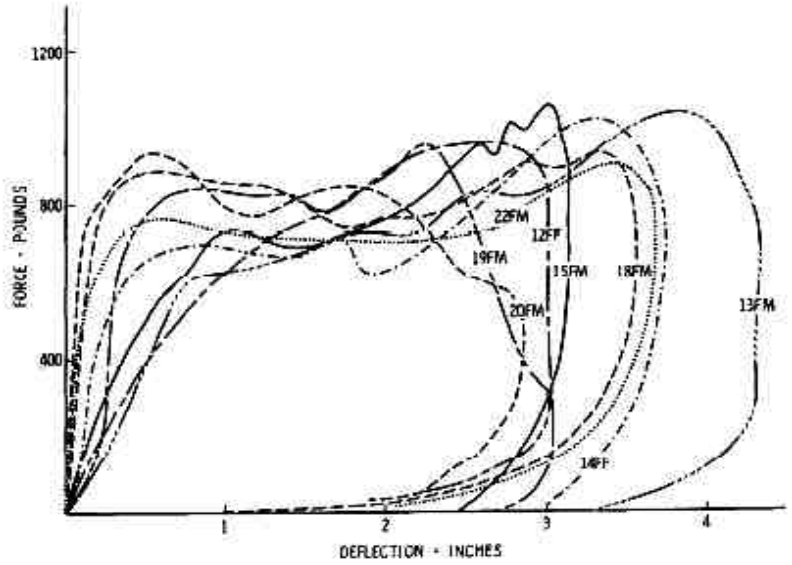

Abb. 3-3: Steifigkeit (Kraft über Eindrückung) des Thorax bei Impaktorversuchen mit verschiedenen Prüfkörpern, aus Kroell et al. (1971, S. 92).

In die Diskussion um einen Grenzwert für die Brusteindrückung flossen weitere Untersuchungen u.a. von Viano (Viano 1978) ein, letzlich wurde in der FMVSS 208[6] ein Maximalwert der Brusteindrückung im Frontalcrash von zunächst 76 mm, später dann 63 mm, gemessen mit einem HIII 50% Dummy, festgelegt.

Neben der Beschleunigung und Eindrückung wurde Anfang der achtziger Jahre von Kroell (Kroell et al. 1981) erstmals der Zusammenhang zwischen der Verletzungswahrscheinlichkeit und Eindrückgeschwindigkeit publiziert, später wurde dann das sogenannte Viscous Criterion von Viano vorgestellt (Viano et al. 1985).

[6] FMVSS 208 steht für Federal Motor Vehicle Safety Standard 208 und legt Mindestanforderungen für das Betreiben von Fahrzeugen in den USA fest. Im Standard 208 ist die Sicherheit von Fahrzeuginsassen im Frontalcrash spezifiziert (NHTSA 2012).

Dieses Kriterium bewertet die Geschwindigkeit der Deformation. Dabei wird für eine Eindrückgeschwindigkeit von 1 m/s die Wahrscheinlichkeit von 25% für eine AIS4+ Verletzung angegeben. Allen drei erwähnten Kriterien gemein ist die Tatsache, dass durch Versuche sog. Risikofunktionen ermittelt worden sind. Dabei wird ein Zusammenhang zwischen einer physikalischen Größe und einer Verletzungswahrscheinlichkeit ermittelt. Die Diskussion, welche Verletzungswahrscheinlichkeit tolerabel ist, führt letztlich zu einem Grenzwert für gesetzliche Vorgaben, siehe Abb. 3-4 oder zu einer Risikobewertung in Verbraucherschutztests.

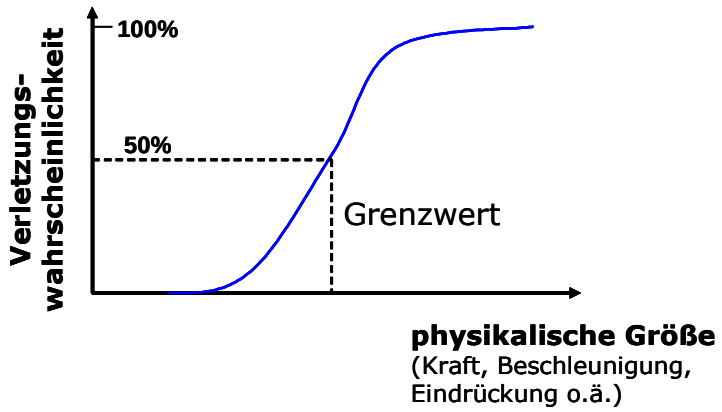

Abb. 3-4: Schematische Darstellung des Zusammenhanges der Verletzungswahrscheinlichkeit und einer physikalischen Größe (Risikokurve). Der Grenzwert ist hier beispielhaft mit 50% angegeben.

3.3 Gesetzliche Anforderungen und Verbraucherschutztests

Eine Bewertung der Verletzungswahrscheinlichkeit des Thorax beruht in gesetzlichen Anforderungen wie auch in Verbraucherschutztests auf den im Abschnitt 2.2 beschrieben Kriterien, nämlich Beschleunigung, Eindrückung und dem Viscous Criterion.

Gesetzliche Anforderungen sind als Mindestanforderungen zu verstehen. Das bedeutet, dass ein Grenzwert eines Kriteriums wie z.B. Beschleunigung oder Eindrückung nicht überschritten werden darf. Dem gegenüber steht der Verbraucherschutztest, in dem eine Klassifizierung durchgeführt wird. Leider unterscheiden sich die Anforderungen und Bewertungen in Amerika, Asien und Europa, was zu unterschiedlichen Auslegungen der Rückhaltesysteme für die jeweiligen Märkte führt.

Mit der letzten Änderung des amerikanischen Verbraucherschutztests US NCAP (NHTSA 2007) kristallisiert sich aber die Brusteindrückung mehr und mehr als wichtigstes Kriterium für die Bewertung der Thoraxbelastung heraus. Trotzdem ist ein Grenzwert in der Brustbeschleunigung von 60 g nach wie vor in der FMVSS 208 gefordert.

Zur besseren Übersicht seien die Anforderungen in der Abb. 3-5 abschließend tabellarisch zusammengefasst.

Spezifikation	Dummy HIII	Eindrückung	Beschleunigung	VC-Criterion
FMVSS 208 (gesetzliche Anforderung US)	**50%**	**63 mm**	**60 g***	
	5%	**52 mm**	**60 g***	
ECE-R94 (gesetzliche Anforderung Europa)	**50%**	**50 mm**		**1 m/s**
US NCAP (Verbraucherschutztest)	**50% - Driver**	**Formel zur Ermittlung des Verletzungsrisikos** Eindrückung ist in mm anzugeben $P_{chest_defl}(AIS3+) = \frac{1}{1+e^{10.5456-1.568*(ChestDefl)^{0.4612}}}$ Beispiel: Eine Verletzungswahrscheinlichkeit von 1,5% wird bei einer Eindrückung von 21 mm erreicht.		
	5% - Passenger	**Formel zur Ermittlung des Verletzungsrisikos** Eindrückung ist in mm anzugeben $P_{chest_defl}(AIS3+) = \frac{1}{1+e^{10.5456-1.7212*(ChestDefl)^{0.4612}}}$ Beispiel: Eine Verletzungswahrscheinlichkeit von 1,5% wird bei einer Eindrückung von 17 mm erreicht.		
Euro NCAP (Verbraucher-schutztest)	**50%**	**Punktabzug Eindrückung > 22 mm**		

* Es handelt sich um einen sog. a_{3ms} Maximalwert, d.h. die Beschleunigung muss mindestens 3 ms gemessen worden sein.

Abb. 3-5: Übersicht der wichtigsten Verletzungskriterien im Frontalcrash für den Thorax bei gesetzlichen Anforderungen und in Verbraucherschutztests.

3.4 Messung unter Laborbedingungen - der Hybrid III Dummy

Im Gegensatz zur Anatomie des menschlichen Körpers (Putz et al. 2000) ist beim Hybrid III Dummy der Brustkorb durch sechs Rippenelemente aus Federstahl ausgeführt, die als Verbindungen vom Brustbein zur Wirbelsäule dienen. Die Eindrückung zwischen Brustbein und Wirbelsäule wird mittig mittels eines sog. Sliders[7] gemessen; die Beschleunigung des Thorax wird tri-axial am Wirbelsäulenelement aufgenommen. Das Schlüsselbein ist aus Aluminium ausgeführt, um Gurtkräfte aufnehmen zu können, siehe Abb. 3-6.

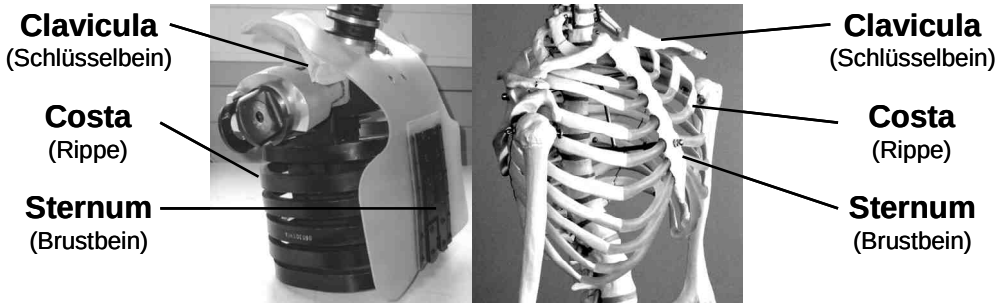

Abb. 3-6: Vergleich des Thorax eines Hybrid III Dummys mit einem menschlichen Skelett, an dem die Vereinfachung des Dummyaufbaus deutlich wird.

Die Steifigkeit des Dummythorax orientiert sich an Impaktorversuchen an Leichen von Kroell (Kroell et al. 1971; Kroell et al. 1974). Dabei ist jedoch anzumerken, dass die Messung der Eindrückung zunächst zur Bewertung eines Lenkradkontaktes gedacht war, vgl. Shaw et al. (2005, S. 1). Das bedeutet, dass andere Belastungsarten (z.B. durch einen Gurt oder Airbag) zu größeren Abweichungen in der Thoraxdeformation des Dummys im Vergleich zum Menschen führen können. Um eine Verletzungswahrscheinlichkeit anhand der Eindrückung zu beurteilen, ist daher auch die Art der Thoraxbelastung entscheidend (Horsch et al. 1991; Katz et al. 1987).

[7] Bei der Messung mittels Slider wird eine translatorische Bewegung in eine rotatorische umgesetzt, um die Eindrückung mit einem Drehpotentiometer messen zu können.

Insgesamt ist aber von einer zu hohen Steifigkeit des Dummythorax auszugehen (Yoganandan et al. 1991; Cesari et al. 1994; Backaitis et al. 1986; Horsch et al. 1988).
Darüber hinaus sind die mittels Slidermessung ermittelten Werte in der Regel kleiner als die tatsächliche Eindrückung, vgl. Yoganandan et al. (1991, S. 57), Cesari et al. (1994, S. 74).

Um Versuche mit dem HIII Dummy bezüglich der Brusteindrückung korrekt durchzuführen, sind an dieser Stelle noch drei entscheidende Parameter zu erörtern:

1. Thoraxtemperatur des Dummys
Es existiert eine starke Abhängigkeit zwischen der Temperatur des Dummys und der Brusteindrückung. Bereits bei einem Anstieg der Temperatur um 1°C kann schon von einer Erhöhung der Eindrückung um etwa 5% ausgegangen werden (Saul 1984). Daher ist genau auf die Einhaltung der Temperatur zu achten und diese vor jedem Versuch an den Rippen zu ermitteln.

2. Gurtbandverlauf
Der Verlauf des Gurtbandes beeinflusst ebenfalls massiv den gemessenen Wert der Eindrückung. Ein mittiger Verlauf über die Brust und damit über den Sensor erzeugt deutlich höhere Eindrückungswerte als ein höherer Verlauf, bei dem das Gurtband nur teilweise oder gar nicht über dem Sensor liegt, siehe Abb. 3-7, in der der Einfluss der Gurtbandlage auf die Brusteindrückung beschrieben ist. Die Darstellung zeigt das Ergebnis von sechs Standversuchen[8]. Dabei wurde das Gurtband an der Schulter mit Hilfe einer Umlenkung und einer Zugvorrichtung gespannt. Als einziger Parameter wurde die Lage des Gurtbandes verändert. Die Änderung der Eindrückung durch Modifikation der Gurtbandlage ist eindeutig erkennbar.
Die beschriebene Problematik ist bereits in Matsuoka et al. (1989, S. 660) erwähnt. Für die Versuchsdurchführung bedeutet dies, dass der Verlauf in einer gewählten Versuchsumgebung konstant zu halten ist.

[8] Der Begriff Standversuch beschreibt innerhalb dieser Arbeit einen Test, bei dem keine Beschleunigung auf den Versuchsaufbau wirkt. Vielmehr wird der auf einem Sitz sitzende und angeschnallte Dummy nur durch ein Verspannen des Gurtbandes z.B. durch die Auslösung eines Gurtstraffers oder einer Zugvorrichtung belastet.

Abb. 3-7: Einfluss des Gurtbandverlaufes auf die gemessene Eindrückung im Standversuch. Das Gurtsystem wird mit einer Schultergurtkraft beaufschlagt, die Eindrückung wird mittels Slider im Dummy gemessen. Alleiniger Parameter ist der Gurtbandverlauf über den Thorax.

3. Kalibrierung

Wie in diesem Kapitel bereits erwähnt, war die Messung der Brusteindrückung ursprünglich zur Bewertung des Kontaktes zwischen Brustkorb und Lenkrad gedacht. Infolgedessen ist der Kalibrierbereich des Dummys bei rund 68 mm gemäß der Pendelprüfung 49 CFR § 572.34[9] (CFR 2003) verglichen mit heute in Crashtests erzielten Eindrückungswerten hoch. Daher fordert Euro NCAP seit 2008 für die Kalibrierung des HIII Dummys in der Anweisung TB 005 (Euro NCAP 2009) zusätzlich eine Prüfung gemäß SAE J2779[10] (SAE 2007) mit einer geringeren Geschwindigkeit des Pendels, die zu einem Messergebnis von 24 mm +/- 2,5 mm führen soll. Der prinzipielle Aufbau ist bei beiden Prüfungen dabei vergleichbar, siehe CFR (2003, S. 828).

[9] Die Abkürzung CFR steht für Code of Federal Regulations.
[10] SAE ist die Abkürzung für Society of Automotive Engineers.

Aus dem vergleichsweise großen Korridor der tolerablen Brusteindrückungswerte bei der Kalibrierung folgt daher die Empfehlung, dass bei vergleichenden Messungen der gleiche Dummy Verwendung finden sollte. Ist dies nicht möglich, so muss zumindest das Kalibrierprotokoll des Dummys Berücksichtigung finden.

4 Kenntnisstand und Ziele

Im Kapitel 4 ist im ersten Abschnitt der derzeitige Kenntnisstand dargestellt, um die Motivation für die Untersuchungen zu verstehen und diese in einen wissenschaftlichen Gesamtkontext zu stellen. Im Anschluss daran werden konkrete Zielsetzungen und Erwartungen an die Arbeit formuliert.

4.1 Derzeitiger Kenntnisstand

Dem Kapitel 3 sind bereits grundlegende Ausführungen zu den Themen Verletzungsmechanismen, Verletzungsrisiken sowie Kenn- und Grenzwerten zur Beschreibung der Thoraxbelastung zu entnehmen. Zur Beschreibung des Kenntnisstandes lassen sich relevante Publikationen grob in vier Kategorien einteilen, die sich durch die Nutzung der gewählten Untersuchungsmethodik unterscheiden:

I. Theoretische Untersuchungen zur Brustbelastung anhand von z.T. einfachen mathematischen Ersatzmodellen, z.B. Feder-Dämpfer-Modellen.
II. Untersuchungen mittels Dummys, sowohl im Test als auch in der Insassensimulation.
III. Analyse von Realunfällen, Leichenversuche, Simulationen mittels Menschmodellen zur Untersuchung tatsächlicher Thoraxbelastungen.
IV. Kombinationen aus I-III

Dabei nimmt die Genauigkeit im Hinblick auf tatsächliche Verletzungsmechanismen wie oft auch der Aufwand von Kategorie I nach III zu. Zwar sind alle Untersuchungen miteinander eng verknüpft, doch sind Erkenntnisse darauf zu prüfen, in wieweit sie auch für eine andere Kategorie zutreffen können und nicht von gegebenen Randbedingungen oder Vereinfachungen abhängen.
Innerhalb dieser Arbeit werden Untersuchungen gemäß der Kategorie II durchgeführt, d.h. dynamische Versuche und Insassensimulationen werden als Untersuchungstools genutzt. Dennoch sollen an dieser Stelle zum Aufzeigen des Wissensstandes Erkenntnisse aus allen Bereichen verwendet werden, um ein vollständigeres Bild zeichnen zu können.

Um thematisch eine Ordnung zu erhalten, werden relevante Publikationen anhand von Kernaussagen bzw. Überschriften sortiert. Begonnen wird an dieser Stelle mit Rippenfrakturen als zentrale Thoraxverletzung.

Rippenfrakturen stellen zentrale gurtbedingte Thoraxverletzungen dar.

Analysen (Untersuchungsmethodik III) zeigen, dass Rippenfrakturen hauptsächlich durch Gurteinwirkung entstehen und bei schweren Thoraxverletzungen eine zentrale Rolle spielen, siehe hierzu Abb. 4-1 (O'Brien-Mitchell et al. 2009). Andere Untersuchungen bezüglich Rippenfrakturen sind beispielsweise publiziert in Shaw et al. (2007), Duma et al. (2005), Kent et al. (2001), Yoganandan et al. (1991) und unterstreichen die Wichtigkeit dieser Verletzung.

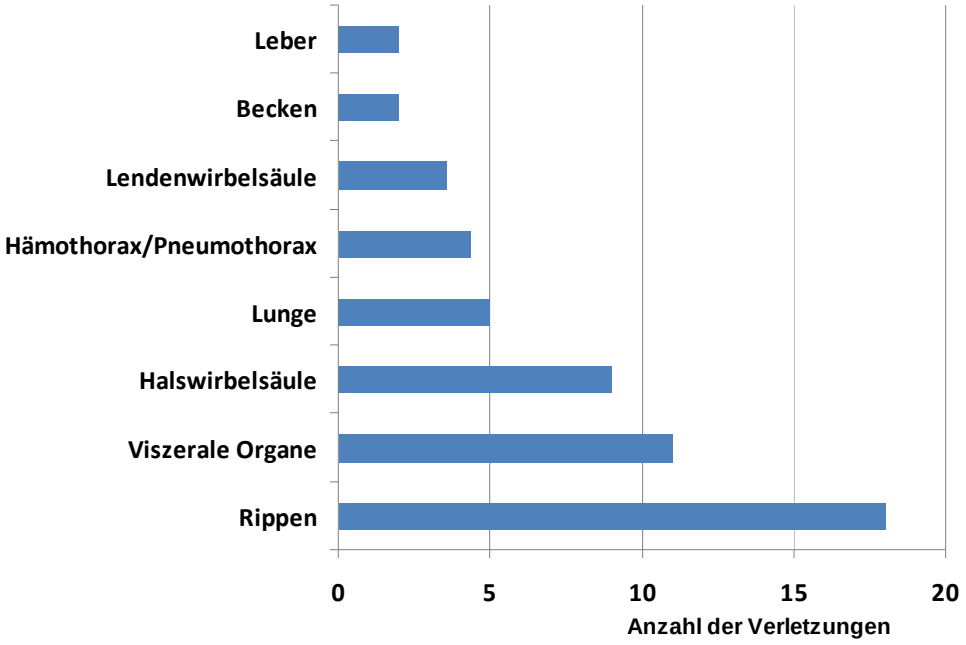

Abb. 4-1: AIS 3+ Verletzungen des Thorax im Frontalcrash, die dem Gurt zugerechnet werden, nach O'Brien-Mitchell et al. (2009).

Die Brusteindrückung ist die zentrale Größe zur Beurteilung des Thoraxverletzungsrisikos.

Es war nicht immer unumstritten, ob nun die Thoraxbeschleunigung oder die Thoraxeindrückung besser zur Vorhersage der Verletzungswahrscheinlichkeit geeignet sei. Aus diesem Grund sind in den letzten Jahren mehrere Publikationen veröffentlicht worden, die eindeutig aufzeigen, dass die Eindrückung besser mit Verletzungsrisiken korreliert. An dieser Stelle seien zwei hiervon erwähnt: Bereits im Jahr 1991 wird von Horsch (Horsch et al. 1991) ein-

deutig die Eindrückung als für die Vorhersage des Thoraxverletzungsrisikos geeigneter beschrieben. Es wird argumentiert, dass die Beschleunigung des Körpers nichts darüber aussagt, wie oder an welcher Stelle die Kräfte am Thorax angreifen. Kent (Kent et al. 2003a) weist nach, dass die Beschleunigung zur Vorhersage von Rippenfrakturen - also dem zentralen Verletzungsrisiko des Thorax - ungeeignet ist. Letztlich hat die Diskussion dazu geführt, dass im US NCAP nicht mehr die Beschleunigung, sondern inzwischen die Eindrückung bewertet wird (NHTSA 2007).

Die Belastungsart ist bei der Beurteilung der Eindrückung mit zu berücksichtigen.

Die Angabe einer maximalen Thoraxeindrückung, wie sie mit einem Dummy ermittelt wird, ist bezüglich der Abschätzung eines Verletzungsrisikos nicht ausreichend. Vielmehr muss die Belastungsart mit berücksichtigt werden (Kent et al. 2003b). In der Abb. 4-2 ist dargestellt, dass eine Eindrückung durch eine Flächenlast (z.B. durch einen Airbag) hinsichtlich ihrer Verletzungsrelevanz als geringer risikoreich interpretiert werden muss als eine Belastung, die durch eine eher punktuell vorhandene Last hervorgerufen wird. Letztere wäre z.B. eine Belastung mit einem Sicherheitsgurt, wie hier dargestellt ist. Innerhalb dieser Untersuchungen wird daher vor allem die als besonders kritisch einzustufende gurtinduzierte Eindrückung näher untersucht.

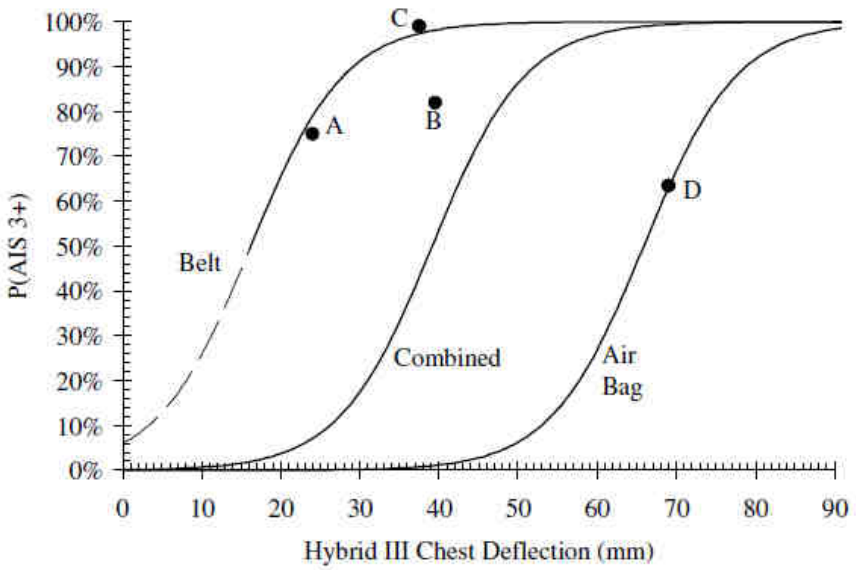

Abb. 4-2: Verletzungsrisiko über die Brusteindrückung dargestellt. Die Risikokurven hängen dabei von der Belastungsart ab, aus Kent et al. (2003b).

Das Thoraxverletzungsrisiko ist altersabhängig.

Neben der Belastungsart ist auch das Alter des Insassen entscheidend. Ältere Personen haben dabei ein deutlich höheres Verletzungsrisiko, vergleiche hierzu beispielhaft Kent et al. (2005a), Kent et al (2003b), Morris et al. (2003), Cushman (1990), Diggers et al. (2008). In Trosseille (Trosseille et al. 2000) wird das Risiko einer schweren Thoraxverletzung anhand der Schultergurtkraft mit dem Parameter Alter des Insassen angeben, siehe Abb. 4-3.

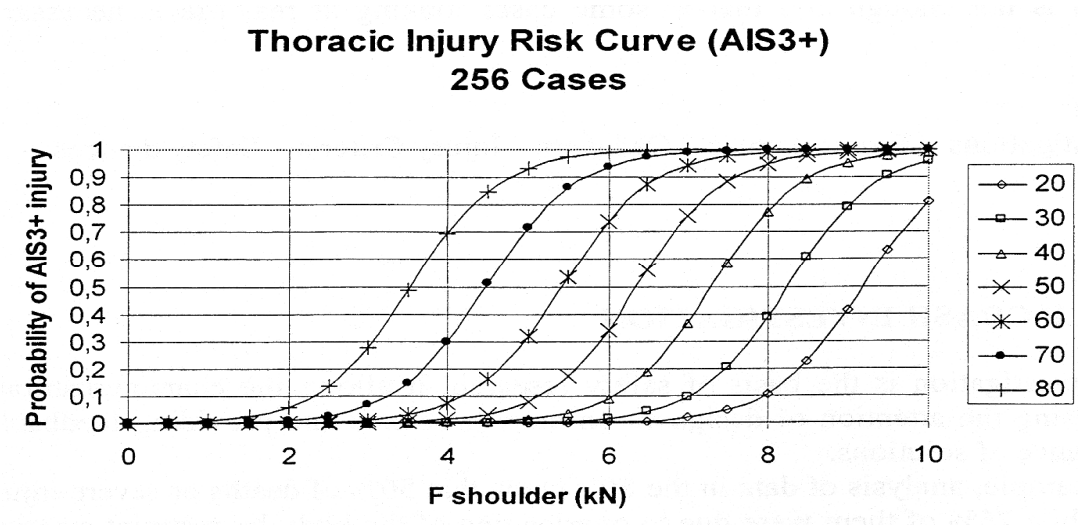

Abb. 4-3: Risiko einer AIS 3+ Verletzung des Thorax in Abhängigkeit der Schultergurtkraft, aus Trosseille (2000). Parameter: Alter des Insassen. Es wird die Abhängigkeit der Verletzungswahrscheinlichkeit von der Schultergurtkraft und vom Alter deutlich.

Die Bewertung des Thoraxverletzungsrisikos erfolgt anhand von Gurtkräften.

In der oben gezeigten Abb. 4-3 ist das Thoraxverletzungsrisiko mithilfe der Schultergurtkraft untersucht worden. Darüber hinaus wird derzeit sowohl für die geplanten Änderungen des gesetzlichen Frontalcrashversuches nach ECE-R94 als auch im Euro NCAP eine Bewertung der gurtbedingten Eindrückung diskutiert, die nur von der Schultergurtkraft abhängt (UN 2011a; UN 2011b). Der Zusammenhang zwischen der Schultergurtkraft und der Brusteindrückung beschreibt aber die gurtinduzierte Eindrückung des Thorax nur unvollständig. Vielmehr ist die Eindrückung zusätzlich abhängig von der unteren Diagonalgurtkraft, wie auch von der sich ändernden Gurtgeometrie. In Eickhoff (Eickhoff et al. 2007 als bereits publizierter Teil dieser Arbeit) konnte der Einfluss der unteren Diagonalgurtkraft auf die Eindrückung erstmalig eindeutig im Schlittenversuch gezeigt werden. Inzwischen wird mehr und

mehr die Gurtgeometrie wie auch die untere Diagonalgurtkraft bei Versuchen mit berücksichtigt, wie z.B. in Shaw (Shaw et al. 2009) bei Leichenversuchen.

Analyse der Thoraxsteifigkeit mit Hilfe von Versuchen.

Zur Vorhersage der Thoraxverformung auf eine Belastung durch ein Rückhaltesystem ist die Thoraxsteifigkeit ein weiteres zentrales Thema, mit dem sich im Folgenden befasst wird. Neben den grundlegenden Untersuchungen, wie im Kapitel 3 beschrieben, wurden eine große Anzahl an weiteren Untersuchungen durchgeführt, um das Brustkorbverhalten besser verstehen zu können. In der Regel sind diese Tests Standversuche (Belastung mittels Stempel) oder auch Table-Top-Tests, wie z.B. von Forman beschrieben (Forman et al. 2005). Es hat sich gezeigt, dass die gemessene Steifigkeit des Thorax in diesen Versuchen erheblich von der Steifigkeit in dynamischen Versuchen abweicht (Kent et al. 2005b). Daraus abgeleitete Berechnungsmodelle z.B. in Crandal et al. (2000) oder in Kent (2007) leiden zudem daran, dass die Änderung der Gurtgeometrie nicht ausreichend berücksichtigt werden kann. Die Idee einer Ermittlung der Eindrückung mithilfe eines Thoraxberechnungsmodells wurde aus diesem Grund innerhalb dieser Arbeit verworfen.

4.2 Zielsetzungen und Erwartungen

Wie im vorherigen Abschnitt ausgeführt, werden gurtinduzierte Thoraxbelastungen oft nur unvollständig beschrieben. Diese Tatsache ist die Hauptmotivation für die Arbeit. Das bedeutet, dass die Mechanismen der gurtbedingten Thoraxbelastung näher und vollständiger analysiert werden sollen, um mit den gewonnenen Erkenntnissen Möglichkeiten zur Reduktion von Belastungen zu erarbeiten.

Innerhalb der Arbeit soll sich hierzu zunächst mit grundsätzlichen Fragestellungen auseinandergesetzt werden (Kapitel 6). Neben einem kurzen Exkurs in die Beschreibung von Gurtbandeigenschaften wird insbesondere eine hohe Anzahl von Versuchsdaten aus Crashversuchen herangezogen, um sich einen Eindruck von typischen Thoraxbelastungswerten bei verschiedenen Frontalcrashkonstellationen zu verschaffen.

Die Fragestellungen zur Brustbeschleunigung (Ergebnisse im Kapitel 7) sind in der Abb. 4-4 gezeigt. Die Auswirkungen auf die Thoraxbeschleunigung sollen hierzu anhand der Parameter Crashpuls und Gurtkräfte dargestellt werden. Zu letzteren werden - für die Thoraxbeschleunigung als ideal anzusehende - Schultergurtkraftkurven ermittelt. Darüber hinaus muss die Gurtgeometrie analysiert werden. Dabei sind sowohl Unterschiede verschiedener Fahrzeuge als auch die Änderung der Geometrie durch die Vorverlagerung des Dummys während des Crashs zu untersuchen. Da Dummys in unterschiedlicher Größe, Masse und Sitzpositionen eingesetzt werden, sollen auch die damit verbundenen Unterschiede in die Untersuchung mit einbezogen werden.

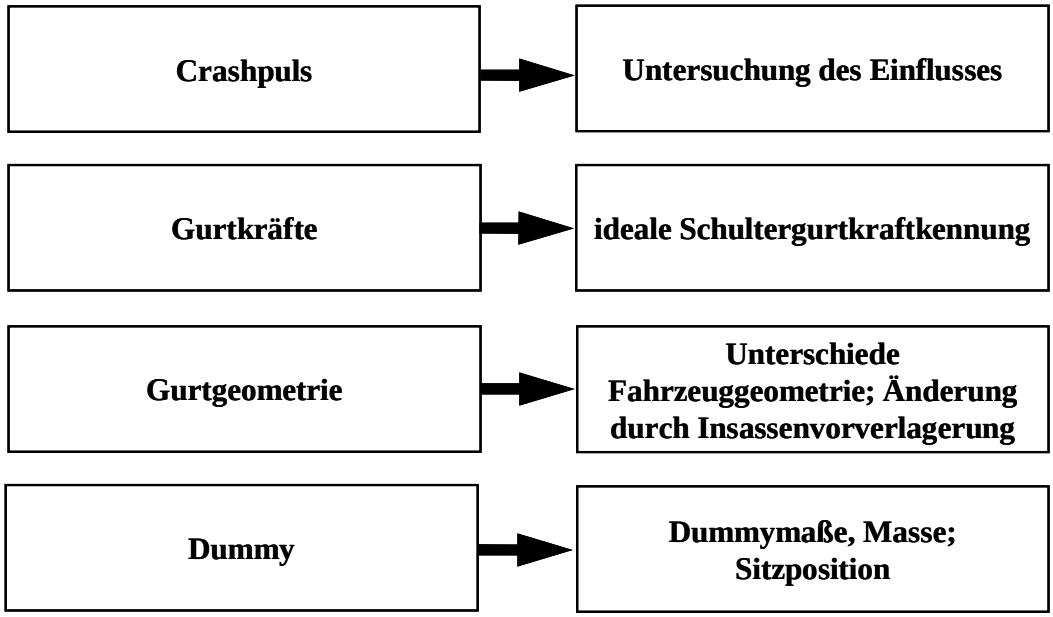

Abb. 4-4: Übersicht über die Untersuchungen zur Brustbeschleunigung.

Das größte Untersuchungsfeld, nämlich die Brusteindrückung, ist in der Abb. 4-5 dargestellt. Auch hier werden Crashpuls wie Gurtkräfte analysiert, bei letzteren soll der Zusammenhang zwischen oberer und unterer Diagonalgurtkraft und der Eindrückung näher untersucht werden. Mögliche Unstetigkeiten im Zusammenhang von Eindrückung und Gurtkraft sind anhand von geeigneten Versuchsaufbauten zu diskutieren. Bezüglich der zu untersuchenden Gurtgeometrie soll insbesondere auf das Schloss fokussiert werden. Untersuchungen zum Dummy selbst werden zur tatsächlichen Eindrückung des Thorax im Vergleich zur Dummyausgabe des Messwerts erfolgen. Hierzu ist auch der Einsatz neuer Messmittel zur genauen Bestimmung der Thoraxdeformation des Dummys notwendig.

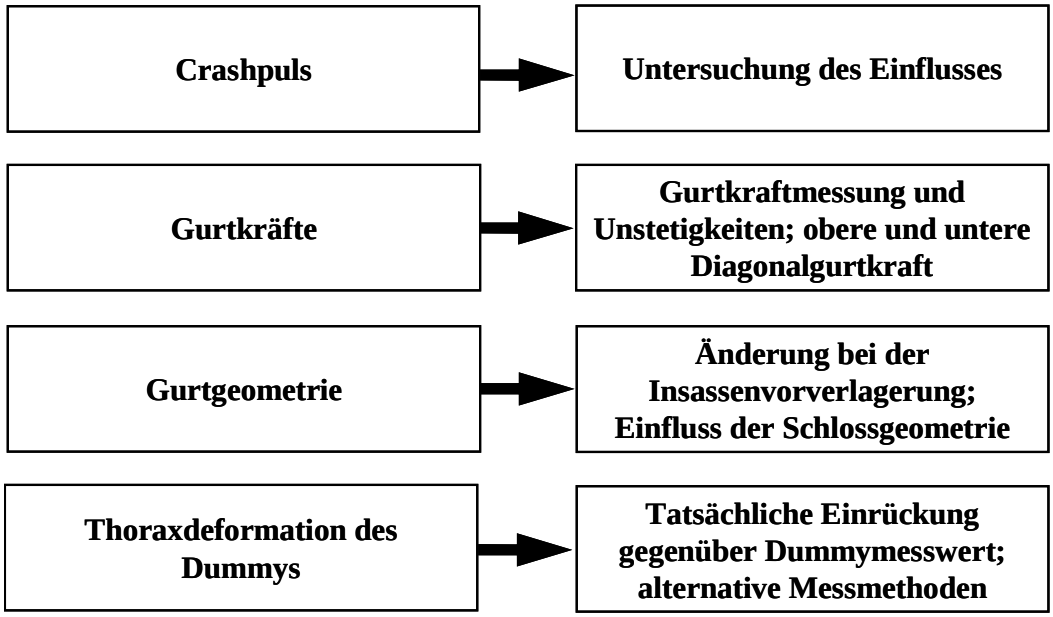

Abb. 4-5: Untersuchungen zur Thoraxeindrückung als Übersicht.

5 Methodik

In diesem Kapitel über die Methodik wird zunächst die Verfahrensauswahl begründet, danach wird der Aufbau einer generischen Versuchsumgebung gezeigt. Darüber hinaus werden weitere Versuchs- bzw. Simulationsumgebungen beschrieben. Das Kapitel 5 schließt mit Hinweisen zu Softwaredummys.

5.1 Verfahrensauswahl

Die Analyse und Reduktion der Thoraxeindrückung erfolgt anhand eines klassischen Ansatzes, siehe Abb. 5-1. Zielsetzung ist dabei die Minimierung der Thoraxbelastung im Frontalcrash. Nach der Definition der Fragestellungen, wie im Kapitel 4 vorgenommen, erfolgen zu den wichtigsten Fragen analytische Problembeschreibungen und theoretische Lösungsansätze. Diese werden mittels Simulationen weiter untersucht und durch dynamische Versuche (Schlittentests) verifiziert. Dabei werden mehrere Fahrzeugumgebungen untersucht, um Spezialfälle auszuschließen und zu allgemeingültigen Aussagen zu gelangen. Ganz bewusst wird innerhalb dieser Arbeit auf eine statistische Untersuchung von Versuchsparametern verzichtet, wie sie z.B. bei Meywerk (2007) beschrieben ist. Vielmehr sollen die tatsächlichen Mechanismen, die für die Thoraxbelastungen relevant sind, sorgfältig dargestellt werden. Aus diesen Beschreibungen können dann Vorschläge für eine Reduktion der Thoraxbelastung abgeleitet werden. Wie schon im Kapitel 4 ausgeführt, zeigt die Abb. 5-1 nochmals die Grenzen dieser Untersuchung auf: Die Bewertung der Insassensicherheit erfolgt nur im Labor, d.h. ganz konkret mit dem Hybrid III Dummy. Die Auswirkung der verschiedenen Maßnahmen auf den Menschen im realen Unfallgeschehen ist nicht Inhalt dieser Arbeit. Vielmehr bleiben Ausführungen hierzu auf das Aufzeigen der Notwendigkeit verschiedener Untersuchungen beschränkt, die mittels Analysen von realen Unfalldaten, der Nutzung von Menschmodellen in der Simulation oder der Durchführung von Leichenversuchen durchgeführt werden müssen, um den tatsächlichen Nutzen durch Änderung von Rückhalteparametern abschätzen zu können.

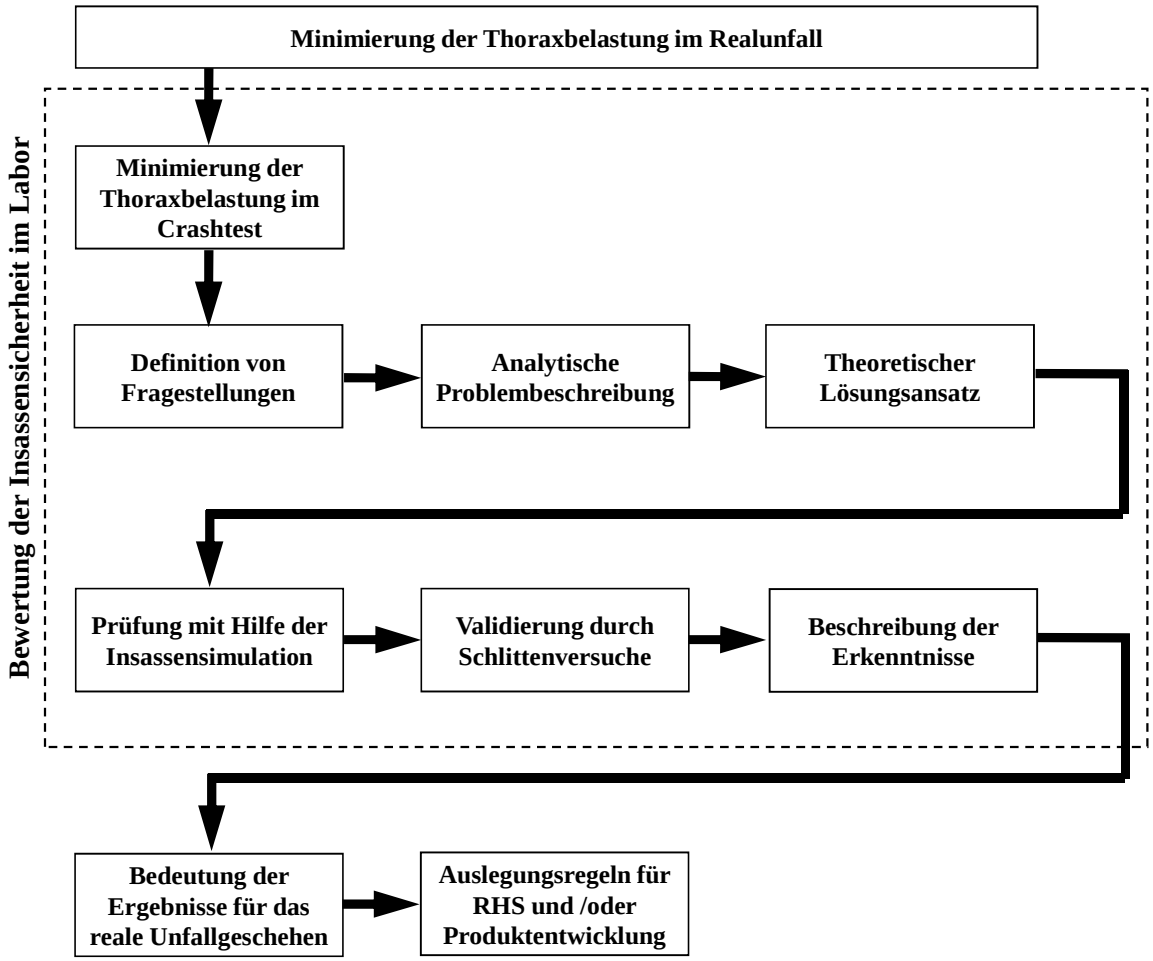

Abb. 5-1: Untersuchungsmethodik.

5.2 Verwendung einer generischen Testumgebung

Für die Untersuchungen wurde eine vorhandene Versuchsumgebung überarbeitet und ein Simulationsmodell in MADYMO aufgebaut (Eickhoff et al. 2009). Diese Versuchsumgebung repräsentiert einen Fahrerplatz und besteht - soweit nicht anders vermerkt - aus einer Sitzschale eines Seriensitzes, die auf einer steifen Unterkonstruktion montiert ist, einem Lenkrad mit Airbag und einem Dreipunktgurt mit Automatenstraffer und Kraftbegrenzung, siehe Abb. 5-2. Aufbaumaße, wie auch die Validierung des Simulationsmodells sind im Anhang 1 zu finden.

Innerhalb der Arbeit wird dieser Aufbau mit V01 bezeichnet. In der Simulation sind zu dieser Umgebung zwei Modelle zugeordnet, S01E und S01QF. Diese unterscheiden sich durch zwei unterschiedliche Dummytypen. Zum einen wurde der MADYMO Standard Ellipsoid Dummy verwendet (Bezeichnung E), zum anderen der Facet Quality Dummy mit der Bezeichnung QF. Der Grund des Einsatzes dieses Dummys liegt in einer deutlich detaillierteren Darstellung der Brusteindrückung.

Abb. 5-2: Aufbau einer generischen Fahrzeugumgebung 01, links als Schlittenversuch, rechts in der Simulation.

Von der Umgebung abgeleitet ist die Umgebung 02, bei dieser wurde auf Lenkrad und Airbag verzichtet. Darüber hinaus wurde die Schlossgeometrie variiert. Da diese Umgebung nur für die Betrachtung der Thoraxeindrückung Verwendung findet, wurde nur der Facet Quality Dummy genutzt, wie er in der Abb. 5-3 gezeigt ist.

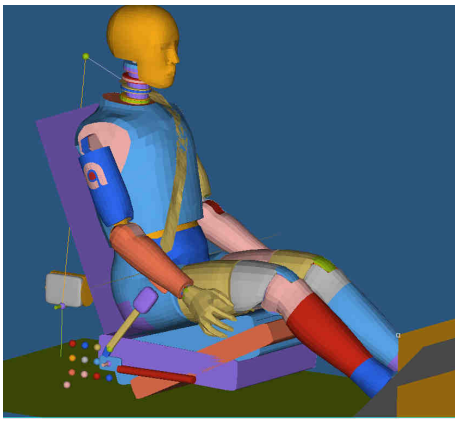

Abb. 5-3: Umgebung 02, hier dargestellt mit dem MADYMO Facet Quality Dummy. Bezeichnung der Simulationsumgebung S02QF.

5.3 Zusätzliche Versuchs- / Simulationsumgebungen

Neben diesen werden weitere Umgebungen genutzt. Da sie aber Rückschlüsse auf Fahrzeuge zulassen könnten, werden sie nur allgemein beschrieben.

Die Umgebung 03 repräsentiert dabei ein Mittelklassefahrzeug, fahrerseitig, Lenkrad mit Airbag, Gurtautomatenstraffer und Kraftbegrenzung.

Alle weiteren Test- oder Simulationsumgebungen werden einmalig am jeweiligen Ort der Nennung innerhalb dieser Arbeit erläutert.

5.4 Hinweise Force Balanced Dummy

Zur Analyse der Brustbeschleunigung wird innerhalb dieser Arbeit in den Simulationsuntersuchungen auch der sog. Force Balanced Dummy eingesetzt. Er ist bezüglich der Dummyeigenschaften mit dem Standard Ellipsoid Dummy identisch, hat aber die Besonderheit, dass Rückhaltekräfte separat ausgewiesen werden können. D.h., es lässt sich getrennt bestimmen, wie groß zum Beispiel die Airbagkräfte auf den Thorax verglichen mit Gurtkräften sind. Darüber hinaus ist eine komplette Bilanzierung aller Kräfte durchführbar. Allerdings handelt es sich um einen reinen Starrkörper-Dummy; im Gegensatz zur Brustbeschleunigung lässt sich dieser Simulationsdummy für eine detaillierte Untersuchung der Thoraxeindrückung nicht verwenden. Das hier genutzte Dummymodell wurde von der Fa. Autoliv mitentwickelt, die Idee zur Erweiterung des Dummymodells ist in der Literatur von Grandfils et al. (2001) beschrieben worden.

Das Berechnungsprinzip ist einfach und in der Abb. 5-4 verdeutlicht. An einem starren Körper (Ursprungskörper rot eingefärbt) greife eine Kraft F an. Diese sei dabei das Ergebnis

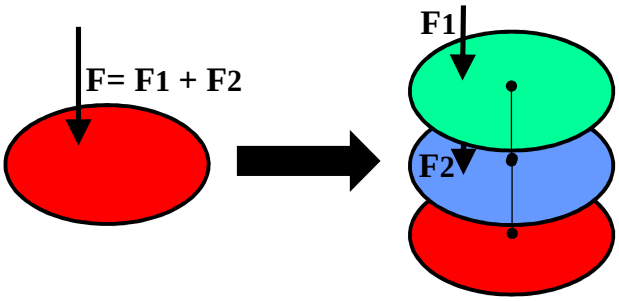

Abb. 5-4: Ermittlung der Kräfte F1 und F2 durch zusätzliche Starrkörper mit zu vernachlässigender Masse. Diese liegen übereinander (hier zur besseren Ansicht auseinandergezogen dargestellt). Die Zusatzkörper sind mittels starrer Gelenke mit dem Ursprungskörper verbunden.

zweier Kontaktdefinitionen des Körpers, z.B. mit einem Airbag und einem Sicherheitsgurt. Sollen nun die Einzelkräfte F1 und F2 der Summenkraft bestimmt werden, so werden zwei zusätzliche starre Körper mit identischer Geometrie erzeugt, die an dem gleichen Ort liegen wie der ursprüngliche Körper (hier grün und blau dargestellt). Die zusätzlichen Körper haben eine zu vernachlässigende Masse und sind durch ein starres Gelenk mit dem Ursprungskörper verbunden. Die beiden Kontaktdefinitionen mit dem Ursprungskörper werden gelöscht, dafür werden zwei neue Kontakte definiert - Kontakt eins auf dem ersten Zusatzkörper (hier grün markiert), Kontakt zwei auf dem zweiten zusätzlichen Körper (blau dargestellt). Die Gelenkkräfte sind dann genau die gesuchten Einzelkräfte und lassen sich in der Simulation leicht ausgeben.

6 Grundlegende Ergebnisse

Das Kapitel 6 vermittelt grundlegende Ergebnisse, die für das Verständnis der nachfolgenden Kapitel notwendig sind. Im Abschnitt 1 wird sich mit der Eigenschaft von Gurtband auseinandergesetzt, der Abschnitt 2 beschreibt Ergebnisse einer allgemeinen Analyse auf die Thoraxbelastung bei 46 Frontalcrashversuchen gemäß Euro NCAP und US NCAP. Der Abschnitt 3 beschließt das Kapitel mit einer Erörterung des Pulseinflusses auf die Thoraxbelastung.

6.1 Gurtbandeigenschaften

Gurtband besteht aus Polyesterfasern, die miteinander verwoben sind. In der Regel ist es 46-52 mm breit, welches vom jeweils gewählten Webprozess abhängt. Seine Dicke beträgt 1,10-1,45 mm, und es ist je nach benötigter Anforderung zwischen 24,5-33 kN belastbar. Dabei liegt seine Dehnung zwischen 4-18 %, welche bei einer Belastung von 11,1 kN ermittelt wird. Für die Kraftwirkung auf den Insassen sind die Dehnungseigenschaften des Gurtbands unter dynamischer Belastung relevant. Um die Eigenschaften zu verdeutlichen, wurden bereits vorhandene Versuche (Quelle: Autoliv) ausgewertet. Dabei wurde eine linear geführte Masse 2 mit Gurtband an einem Schlitten (Masse 1) angebunden, welcher mit einem typischen Crashpuls[11] beschleunigt wurde, siehe Abb. 6-1.

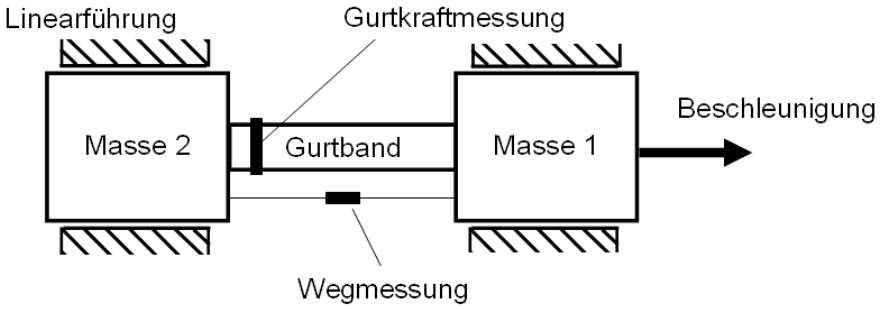

Abb. 6-1: Prinzipskizze des Versuchsaufbaus zur Ermittlung des Kraft-Dehnungsdiagramms.

[11] Unter dem Begriff Puls oder Crashpuls wird in der Fahrzeugsicherheit die Fahrzeugverzögerung während des Crashvorganges verstanden.

Ermittelt wurden die Längung und die auftretende Gurtkraft. Das in der Abb. 6-2 gezeigte Kraft-Dehnungsdiagramm zeigt beispielhaft eine Hystereseschleife als Ergebnis dieser Untersuchung. Die Dehnung liegt dabei bei etwa 10 %. In den innerhalb dieser Untersuchung durchgeführten Versuchen wird dieser Parameter konstant gehalten.

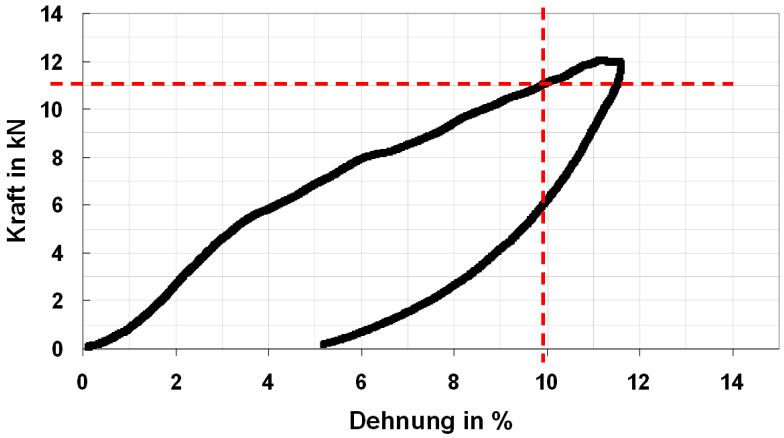

Abb. 6-2: Kraft- Dehnungsdiagramm des Gurtbandes aus einem Versuch als Beispiel. Quelle: Autoliv.

6.2 Thoraxeindrückung und Thoraxbeschleunigung im Versuch

Zum Einstieg in die Thematik werden zunächst verschiedene Fahrzeuge hinsichtlich ihrer Brustbelastungswerte im Frontalcrash beurteilt. Hierzu findet frei verfügbares Datenmaterial von der NHTSA (NHTSA 2010) Verwendung, vgl. hierzu auch Anhang 2. Es handelt sich dabei um 24 Frontalcrashversuche mit 56 km/h gegen eine starre Barriere, betrachtet wird der Fahrerplatz, der mit einem HIII 50% als Dummy besetzt ist. Ausgewählt sind alle Fahrzeuge, die mit einem als aktuell anzusehenden Rückhaltesystem (Baujahr 2003 - 2009) ausgestattet sind und auf dem europäischen Markt (wenn z. T. auch in anderer Abstimmung des Rückhaltesystems) angeboten werden.

Ausgewertet nach der aktuellen US NCAP Bewertung[12] stellt sich heraus, dass die Brusteindrückung hinter dem Nackenkriterium das entscheidende Kriterium in dieser Wertung darstellt, siehe Abb. 6-3.

[12] Die Berechnung des Verletzungsrisikos der Brust erfolgt, wie im Kapitel 3.3 ausgeführt. Auf eine Beschreibung aller weiteren Kriterien sei an dieser Stelle verzichtet und auf die Ausführungen der NHTSA zum US NCAP verwiesen (NHTSA 2007).

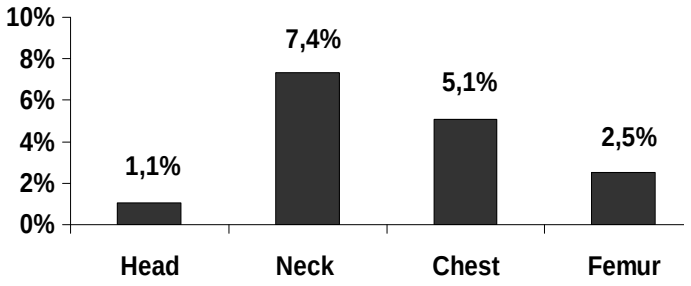

Abb. 6-3: Durchschnittliche Verletzungswahrscheinlichkeiten für den Fahrer bei Auswertung von 24 Fahrzeugcrashs gemäß geändertem US NCAP. Es zeigt sich, dass die Brusteindrückung hinter dem sog. Nackenkriterium das entscheidende Verletzungskriterium ist. Versuchsdaten: NHTSA (2010).

Weitere Auswertungen mit anderem Datenmaterial kommen für den US NCAP zum gleichen Ergebnis, vgl. Eickhoff et al. (2010b, S. 319). Auch für den Euro NCAP zeigt sich die Brustbelastung als besonders relevantes Insassenschutzkriterium, siehe Abb. 6-4, in dem das Rating von 22 Kleinfahrzeugen angeben ist (Eickhoff et al. 2009). Auch hierzu vergleiche Hinweise in Anhang 3.

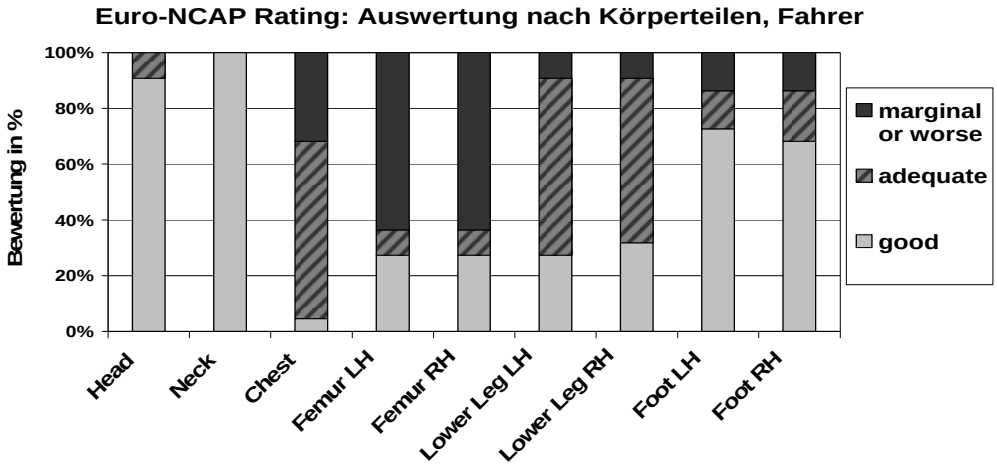

Abb. 6-4: Auswertung des Schutzes im Frontalcrash nach Körperteilen für den Fahrer. Dabei steht LH und RH für left hand bzw. right hand. Es wurden 22 Linkslenker im Kleinwagensegment der Testjahre 2005-2009 betrachtet, aus Eickhoff et al. (2009, S.69).

Typische Kurvenverläufe der Brustbeschleunigung und der Brusteindrückung werden im folgenden wieder anhand der 24 ausgewählten Fahrzeugcrashs (NHTSA 2010) skizziert:
Sofern eine konstante Schultergurtkraftkennung vorliegt, steigt die Brustbeschleunigung in der Regel während der Rückhaltephase an, siehe Abb. 6-5 als Beispiel. Zur Reduktion des Anstiegs kann ein degressiver[13] oder adaptiver Gurtkraftbegrenzer verwendet werden, vgl. Ausführungen im Abschnitt 2.3. Beide Varianten führen zu einer Reduktion der Gurtkraft und zwar über den Auszugsweg des Gurtbandes (Wegsteuerung) bzw. über die Zeit (Zeitsteuerung). In den an dieser Stelle ausgewerteten Crashversuchen war etwa die Hälfte der Fahrzeuge mit einer solchen Gurtkraftbegrenzungscharakteristik ausgerüstet.

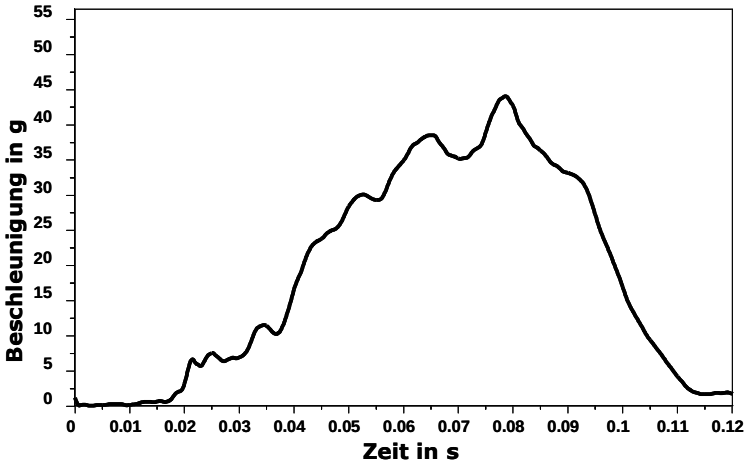

Abb. 6-5: Beispiel für einen progressiven Verlauf der Brustbeschleunigung im Frontalcrash (Fahrzeug Mazda 6), welcher in der Regel bei konstanter Gurtkraftbegrenzung auftritt. D.h. die Summe der Kräfte auf den Thorax steigt während der Rückhaltung des Insassen an. Versuchsdaten: NHTSA (2010).

Wird der Kurvenverlauf der Brusteindrückung über die Zeit betrachtet, so liegt das Maximum der Eindrückungskurve bezogen auf die Zeit meist in der Mitte bis zum Ende der Rückhaltephase, siehe Abb. 6-6.

[13] Die Begriffe degressiv und progressiv beschreiben bei der Analyse von physikalischen Größen lediglich über die Zeit fallende bzw. ansteigende Kurvenverläufe (wie in der Fahrzeugsicherheit üblich) und werden nicht in streng mathematischer Definition benutzt.

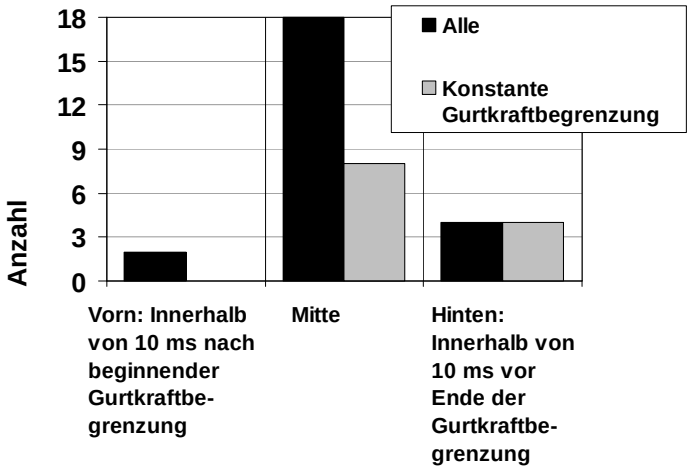

Abb. 6-6: Einordnung des zeitlichen Verlaufes der Brusteindrückung von 24 Versuchen. Versuchsdaten: NHTSA (2010).

Abschließend wird noch auf den Zusammenhang zwischen der Brustbeschleunigung und der Brusteindrückung eingegangen, siehe Abb. 6-7.

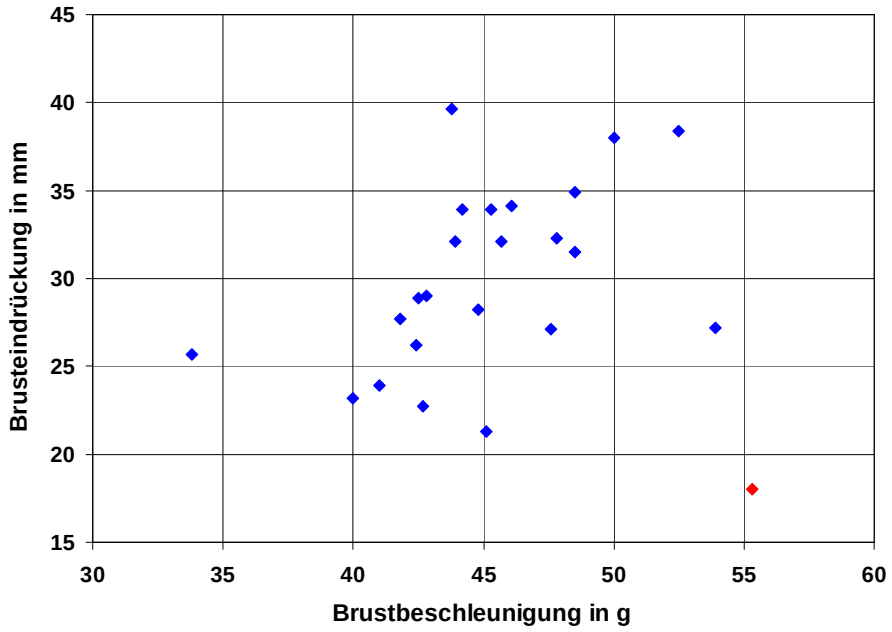

Abb. 6-7: Auswertung von Crashversuchen hinsichtlich des Zusammenhanges zwischen der Brusteindrückung und der Beschleunigung. Versuchsdaten: NHTSA (2010).

Wird die Brusteindrückung über die Brustbeschleunigung aufgetragen, so ist zunächst kein eindeutig linearer Zusammenhang erkennbar. Wird der rot dargestellte Datenwert als Ausreißer gewertet, ergibt sich für das Bestimmtheitsmaß einer linearen Regression ein Wert von

23,21 %. Folglich lässt sich die Variation der Eindrückung nur zu 23 % durch die Variation der Brustbeschleunigung erklären. Die restlichen 77 % der Variation in der Eindrückung stammen somit von anderen Einflussfaktoren, die während der Versuche nicht konstant waren. Trotzdem ist dieses niedrige Bestimmtheitsmaß äquivalent zu einer schwach positiven Korrelation von 0,48.

6.3 Einfluss des Fahrzeugpulses auf Brustbeschleunigung und Eindrückung

Zur Wirkung des Fahrzeugpulses auf die Brustbelastung wird die Pulsbewertungszahl OLC (OLC: Occupant Load Criterion) genutzt, die eine Möglichkeit darstellt, die „Härte“[14] eines Pulses zu beschreiben. Die Ermittlung dieser Kennzahl ist im Folgenden erklärt, siehe hierzu die Abb. 6-8.

Der Brustkorb eines Insassen im Fahrzeug bewege sich zunächst mit gleicher Geschwindigkeit wie das Fahrzeug selbst. Beim Aufprall auf ein Hindernis (mit A bezeichnet) baut zunächst das Fahrzeug Geschwindigkeit ab. Der Thorax dagegen wird noch nicht verzögert. Erst wenn der Thorax sich innerhalb des Fahrzeuges um 65 mm nach vorn verlagert hat (B), wird dieser mit einer konstant angenommenen Verzögerung abgebremst. Die Verzögerung wird dabei so gewählt, dass die Vorverlagerung des Thorax bezüglich des Fahrzeuges am Maximum genau 300 mm beträgt. Die so ermittelte Verzögerung wird als OLC-Wert bezeichnet und als ein Maß für die „Aggressivität“ einer Fahrzeugverzögerung verwendet. Je höher der Wert, desto höher werden die Belastungen auf den Insassen angenommen, vgl. Ausführungen in Kübler et al. (2008).

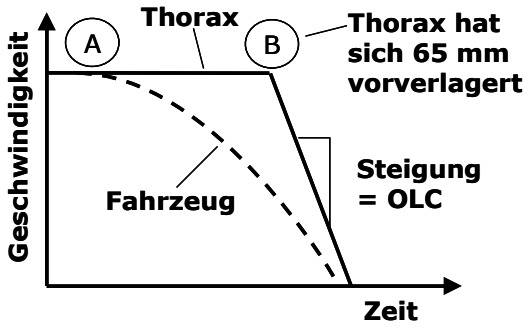

Abb. 6-8: Ermittlung der Pulsbewertungszahl (OLC).

[14] Der Begriff „Härte“ eines Pulses hat sich in der Fahrzeugsicherheit als Begriff für die Stärke oder Aggressivität einer Fahrzeugverzögerung etabliert, obgleich keine physikalische Definition hinter der Bezeichnung steht.

Anhand der im vorherigen Abschnitt betrachteten 24 Crashergebnisse wird nun der Zusammenhang zwischen der Pulsbewertungszahl OLC und der Brustbeschleunigung betrachtet, siehe Abb. 6-9. Hier ist im Vergleich zur Abb. 6-7 eine stärkere Korrelation von 0,75 erkennbar. Der Anteil der erklärbaren Variationen in einem linearen Regressionsmodell liegt damit bei R^2 = 56,89 % .

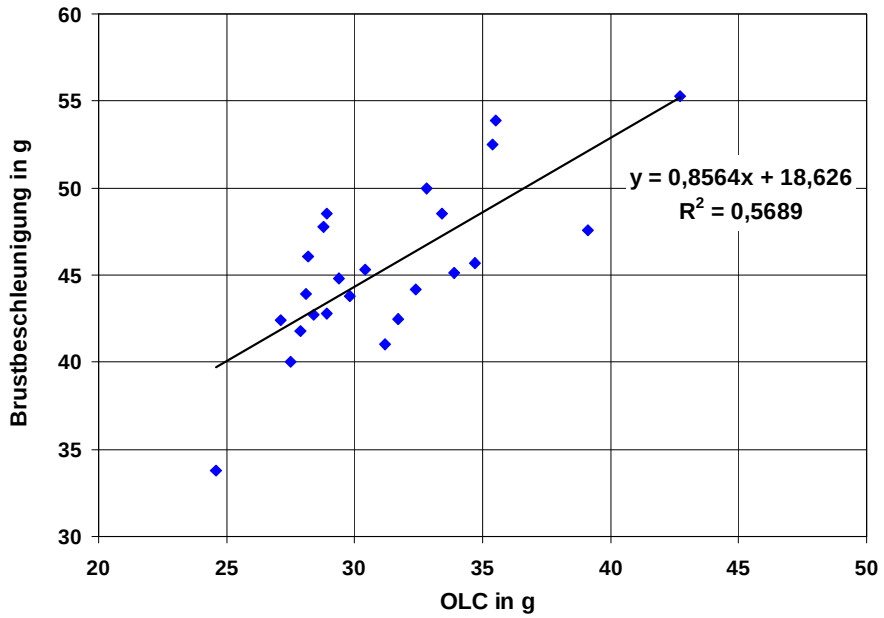

Abb. 6-9: Brustbeschleunigung a_{3ms} über OLC, welches den Pulseinfluss auf die Thoraxbeschleunigung zeigt. Versuchsdaten: NHTSA (2010).

In der Abb.6-10 ist die Brusteindrückung über den OLC aufgetragen.

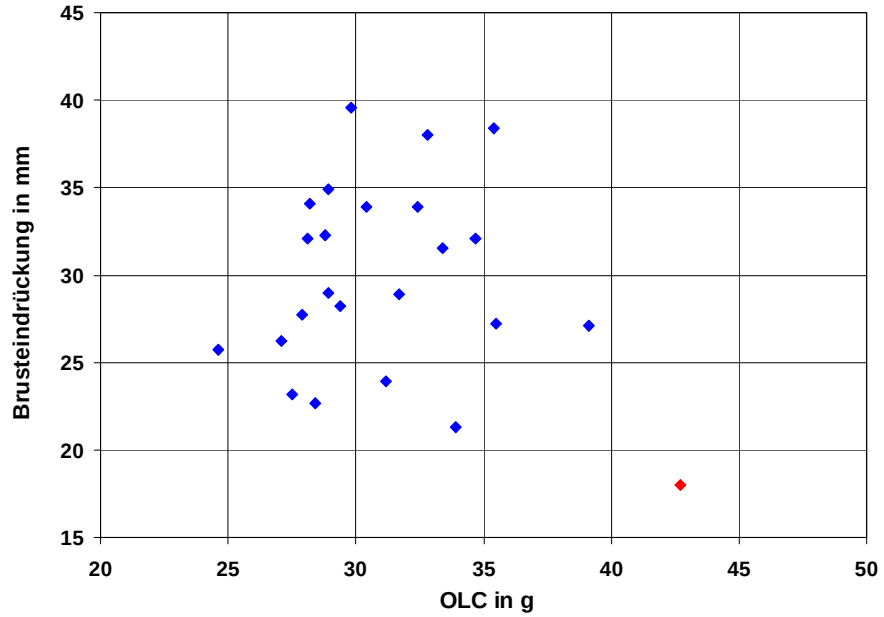

Abb. 6-10: Maximale Brusteindrückung über OLC. Versuchsdaten: NHTSA (2010).

Bei dieser Darstellung ist kein linearer Zusammenhang erkennbar (R^2 = 2 %; eliminierter Ausreißer rot dargestellt).

Im Gegensatz dazu konnte innerhalb einer Simulationsuntersuchung (Eickhoff et al. 2009, S. 76) bei gleichen Randbedingungen (identische Fahrzeugumgebung) ein eindeutiger linearer Zusammenhang (R^2 = 99,21 %) zwischen dem OLC und der Brusteindrückung aufgezeigt werden, siehe Abb. 6-11. Für diese Untersuchung wurde lediglich ein Fahrzeugpuls skaliert. Die für die Rückhaltung relevanten Parameter wie z.B. die Geometrie, Sitzsteifigkeit, Gurtsystem- und Airbagauslegung wurden konstant gehalten. Es kann also angenommen werden, dass die konstant gehaltenen Parameter die Eindrückung mehr beeinflussen, als der Fahrzeugpuls. Bei realen Crashversuchen beeinflussen die Rückhalteparameter die Brusteindrückung offenbar als schwer kontrollierbare Faktoren, woraus sich das niedrige Bestimmtheitsmaß bzgl. der Abb. 6-10 erklären lässt.

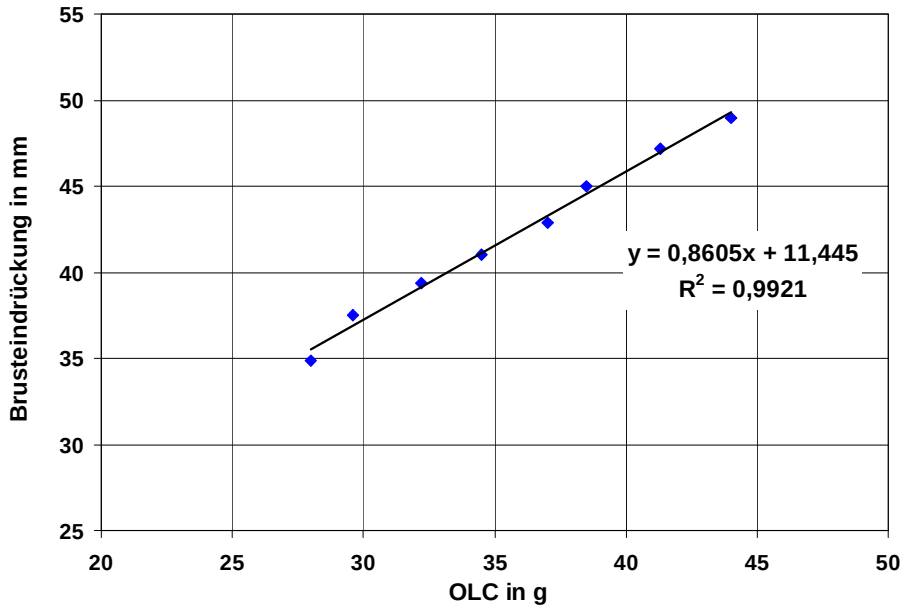

Abb. 6-11: Abhängigkeit der Brusteindrückung vom OLC als Ergebnis einer Simulationsuntersuchung in einer Kleinfahrzeugumgebung bei konstant gehaltenen Randbedingungen, nach Eickhoff et al. (2009).

7 Ergebnisse – Brustbeschleunigung

Im nun folgenden Kapitel sind Ergebnisse bezüglich der Brustbeschleunigung zusammengestellt. Als erstes werden hierzu relevante Kräfte auf den Thorax beschrieben, der zweite Abschnitt befasst sich mit der Gurtgeometrie, während sich der letzte Abschnitt des Kapitels mit idealen Gurtkraftbegrenzungskurven, die zu einem optimierten Beschleunigungsverlauf des Thorax führen, auseinandersetzt.

7.1 Brustbeschleunigung: relevante Kräfte auf den Thorax

Zunächst sind alle Kräfte zu bewerten, die auf den Thorax wirken, siehe Abb. 7-1. Neben den Rückhaltekräften vom Gurt und Airbag gehören hierzu Schnittkräfte vom Nacken, der Arme und der Lendenwirbelsäule. Dabei wirken in der Regel die Kräfte F_{Nacken} und F_{Arme} den Rückhaltekräften entgegen, die Kraft $F_{Lendenwirbelsäule}$ wirkt zumeist in die gleiche Richtung wie die Kraft F_{Gurt} und F_{Airbag}.

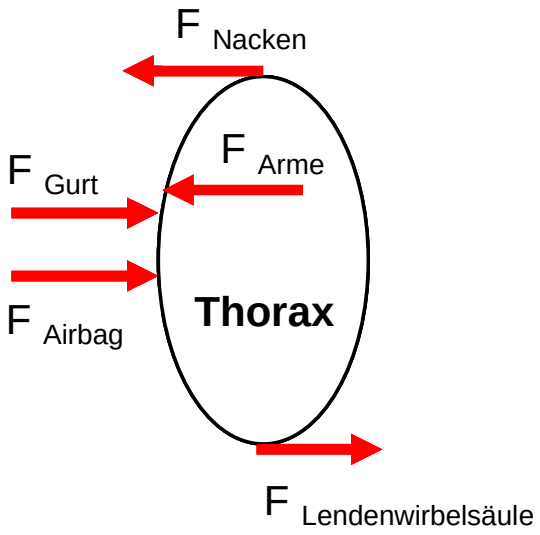

Abb. 7-1: Freikörperbild des Thorax zur Verdeutlichung der angreifenden Kräfte.

Zur Analyse der Kräfte wurden an dieser Stelle Simulationsuntersuchungen (Eickhoff et al. 2007) in einer Umgebung herangezogen, die einem Mittelklassefahrzeug entspricht. Als Gurtsystem wurde ein Dreipunktgurt mit Retraktorstraffung und konstantem Gurtkraftbegrenzer gewählt. Der benutzte Softwaredummy (MADYMO Vers. 6.1) ist um Ausgaben erweitert, die die wirkenden Kräfte auf den Insassen einzeln analysieren lassen, vergleiche hierzu Messprinzip des sog. Force Balance Dummys im Abschnitt 5.4. In der Abb. 7-2 sind

die auf den Thorax wirkenden Kräfte über die Zeit als Ergebnis aufgetragen. Es zeigt sich, dass sowohl der Airbag als auch der Gurt einen ansteigenden Kraftverlauf haben, obgleich letzterer mit einem konstanten Kraftbegrenzer ausgestattet ist. Gründe hierfür werden im Abschnitt 2 dieses Kapitels diskutiert.

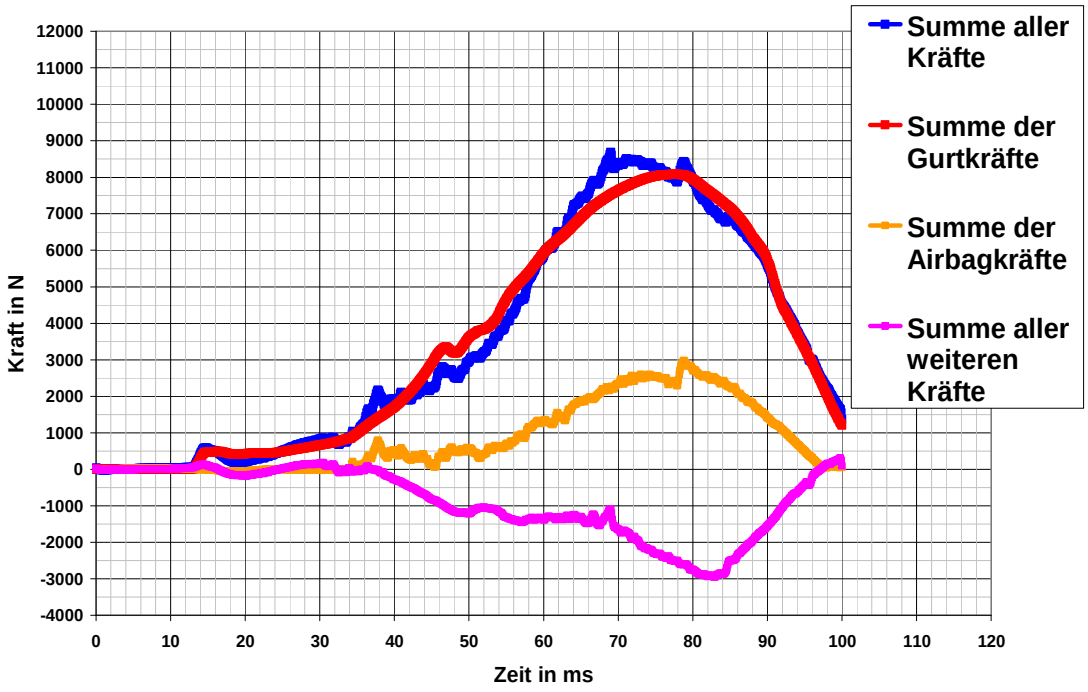

Abb. 7-2: Wirkende Kräfte auf den Thorax, nach Eickhoff et al. (2007). Ein Anstieg der Kräfte über der Zeit ist erkennbar.

Für die Thoraxbeschleunigung stellt sich eine Minimierung genau dann ein, wenn die Summe aller Kräfte in der Phase der kontrollierten Rückhaltung möglichst konstant gehalten werden kann, da

$$\sum F_{Thorax} = m_{thorax} \cdot \ddot{x}. \tag{2}$$

Außerdem ist die Verzögerung so zu wählen, dass der Vorverlagerungsraum komplett genutzt wird, vgl. Abschnitt 2.4.

7.2 Gurtkräfte und Gurtgeometrie

Im vorherigen Abschnitt wurden Kräfte besprochen, die auf den Thorax wirken. Hinsichtlich der näher zu untersuchenden resultierenden Kraft des Gurtes auf den Thorax darf diese nicht verwechselt werden mit Kräften, welche innerhalb des Gurtsystems wirken. In der Abb. 7-3 sind die Messstellen der Gurtkraft innerhalb des Gurtsystems angegeben. Dabei werden die für die Thoraxbelastung relevanten Gurtkräfte mit F_{B3} (Schultergurtkräfte außen) und mit F_{B4} (Schultergurtkraft innen) bezeichnet.

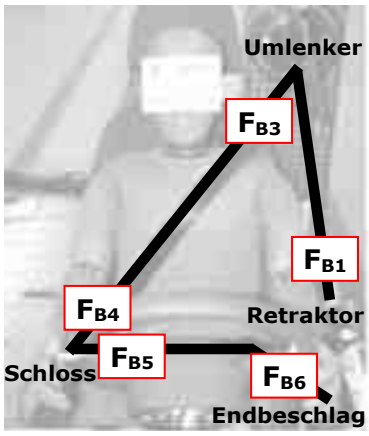

Abb. 7-3: Definition der Lage und Bezeichnung der Kräfte innerhalb eines Dreipunktgurtsystems.

Die resultierende Gurtkraft auf den Dummythorax ergibt sich aufgrund der Thoraxlage zu den Gurtumlenkpunkten am Umlenker der B-Säule und der Gurtumlenkung in der Schlosszunge. Während der Vorverlagerung des Insassen bei einem Crash verändert sich die Position des Thorax relativ zu den Umlenkpunkten, was mit einer Änderung der resultierenden Gurtkraft auf den Thorax einhergeht, siehe Abb. 7-4 als Beispiel für die Gurtumlenkung an der B-Säule.

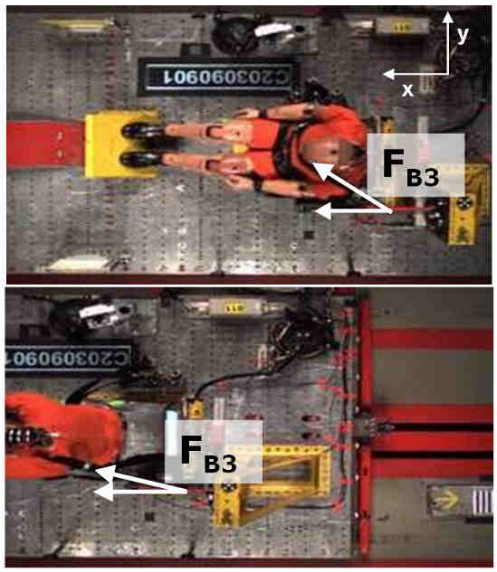

Abb. 7-4: Änderung der Gurtgeometrie durch die Vorverlagerung des Insassen am Beispiel des Schultergurtes. Allein durch die Vorverlagerung ändern sich die durch den Gurt aufgebrachten Kräfte auf den Insassen.

Es ist möglich, alle Kräfte in einem globalen oder lokalen Koordinatensystem in alle drei Raumrichtungen zu bilanzieren. An dieser Stelle wird aber bewusst ein anderer Weg beschritten, um verschiedene Fahrzeuggeometrien und Dummysitzpositionen vergleichend beurteilen zu können (Eickhoff et al. 2010b). Dafür werden die Gurtkraft F_{B3} und F_{B4} als Vektoren dargestellt und der Winkel zwischen diesen als Gurtwinkel α bestimmt, siehe Abb. 7-5. Somit kann die resultierende Gurtkraft F_{res} auf den Thorax vereinfacht bestimmen werden,

$$F_{res} = \sqrt{F_{B3}^{\ 2} + F_{B4}^{\ 2} - 2 \cdot F_{B3} \cdot F_{B4} \cdot \cos(\pi - \alpha)} \ . \qquad (3)$$

Es zeigt sich, dass der Winkel während der Vorverlagerung geringer wird, die resultierende Kraft als Folge dessen bei gleichbleibenden Gurtkräften F_{B3} und F_{B4} ansteigt.

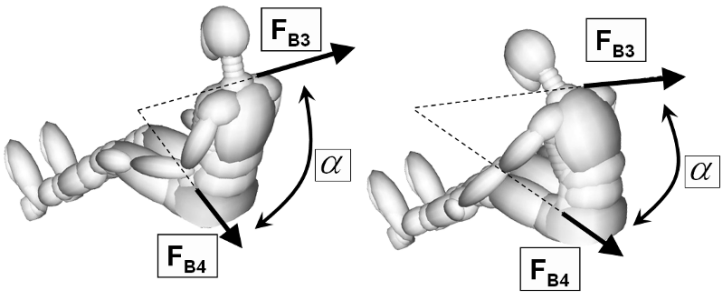

Abb. 7-5: Definition des Gurtwinkels α: Vektorielle Darstellung der Gurtkräfte F_{B3} und F_{B4} zur vereinfachten Ermittlung der resultierenden Gurtkraft auf den Thorax. Während der Vorverlagerung reduziert sich der Winkel, aus Eickhoff et al. (2010b).

Zur Validierung der vereinfachten Berechnungsgleichung (3) wurde mit Hilfe des Force Balanced Dummys in der Simulationsumgebung 03 die so ermittelte Rückhaltekraft auf den Dummy mit der Ausgabe des Simulationsdummys verglichen. Die Richtungen der Vektoren wurden dabei durch die Kinematik der Gurtumlenkpunkte von Umlenker und Schloss (fahrzeuggekoppelt) und durch zwei auf dem Dummy positionierten Punkten festgelegt, siehe hierzu die Abb. 7-6.

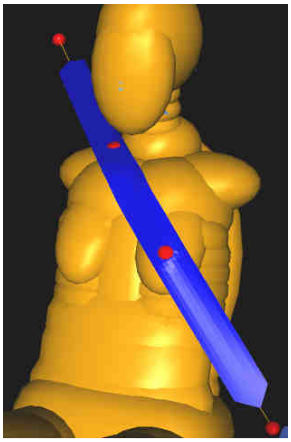

Abb. 7-6: Bestimmung der Vektorrichtungen zur überschlägigen Berechnung gemäß Gl. (3) mittels fahrzeugfester bzw. dummyfester Punkte. Die Arme wie auch der Beckengurt und die weitere Umgebung sind zur Vereinfachung der Abbildung nicht dargestellt.

In der Abb. 7-7 ist nun das Ergebnis zwischen vereinfachter Rechnung und der Dummyausgabe dargestellt. Es zeigt sich, dass die überschlägige Ermittlung der Gurtkräfte auf den Thorax mit den Ausgabedaten des Dummys gut korreliert.

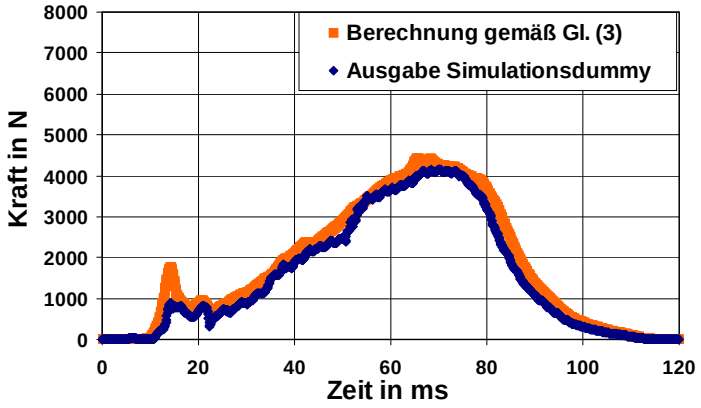

Abb. 7-7: Vergleich der auf den Thorax wirkenden Gurtrückhaltekraft der Berechnung aus Gl. (3) und Ausgabe des Force Balance Dummys. Es zeigt sich eine gute Korrelation.

Um die Geometrieänderung zu veranschaulichen, ist in der Abb. 7-8 der Gurtwinkel α über die Zeit dargestellt. Bei dem gewählten Lastfall ändert sich dieser um ca. 30°.

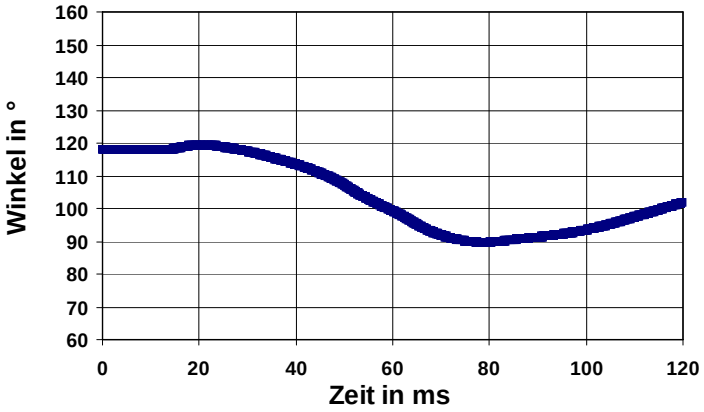

Abb. 7-8: Änderung des Gurtwinkels α über die Zeit dargestellt. Eine Reduktion des Winkels von etwa 30° kann beobachtet werden.

Um Unterschiede zwischen verschiedenen Fahrzeugen zu ermitteln, wurde ein Fahrzeug A der Golf-Klasse und ein Fahrzeug B der oberen Mittelklasse hinsichtlich der Gurtgeometrie des Diagonalgurtes auf der Beifahrerseite untersucht, siehe Abb. 7-9.

Abb. 7-9: Bestimmung des Winkel α in zwei Fahrzeugumgebungen.

Dabei wurde ein HIII 50% Dummy gemäß Sitzposition des Euro NCAP Protokolls eingesetzt (Euro NCAP 2011). Um die Richtungen im Raum des Gurtbandes eindeutig zu bestimmen, wurde das Gurtband mit Targets markiert. Die so definierten Punkte konnten mit Hilfe einer dreiaxialen Vermessungsmaschine bestimmt werden. Bei der Analyse der Ergebnisse stellen sich relevante Unterschiede des Gurtwinkels zwischen den beiden Fahrzeugen heraus, siehe Abb. 7-10.

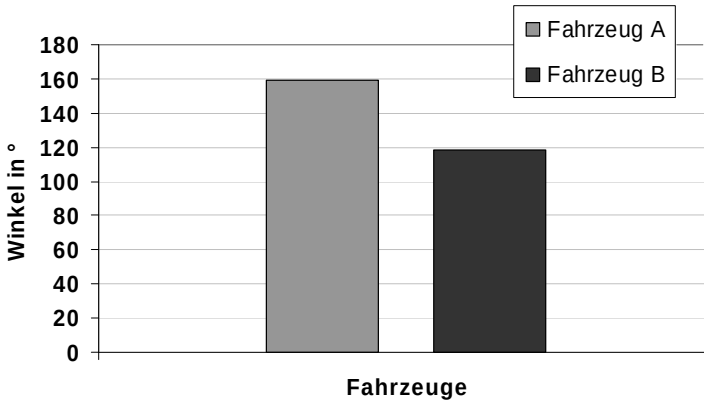

Abb. 7-10: Vergleich des Gurtwinkels α von zwei Fahrzeugen bei einem gegurteten HIII 50% Dummy anhand einer Vermessung zu Beginn des Crashs. Es zeigen sich deutliche Unterschiede.

7.3 Ideale Gurtkraftkennung

Im vorherigen Abschnitt konnten die Gründe für einen ansteigenden Verlauf der Thoraxbeschleunigung erklärt werden. Im Folgenden wird nun dargelegt, wie mit Hilfe einer Veränderung der Schultergurtkraft die Brustbeschleunigung reduziert werden kann. Hierzu wird der Kraft-Weg-Verlauf der Kraftbegrenzung des Gurtautomaten so variiert, dass als Ergebnis eine möglichst konstante Thoraxbeschleunigung erreicht wird. Die Abb. 7-11 zeigt das Prinzip im Simulationsmodell (vereinfacht): Das Gurtband ist mit dem Gurtautomat über ein lineares Gelenk (Linear Joint) verknüpft. An gleicher Stelle wirkt ein Gelenk, mit welchem eine Kraft-Weg-Kennung realisiert werden kann (Restraint Joint). Das heißt, dass das Gurtband nur bei einer bestimmten Kraft, die vom Auszugsweg abhängt und vorher definiert worden ist, aus dem Gurtautomat ausgezogen werden kann.

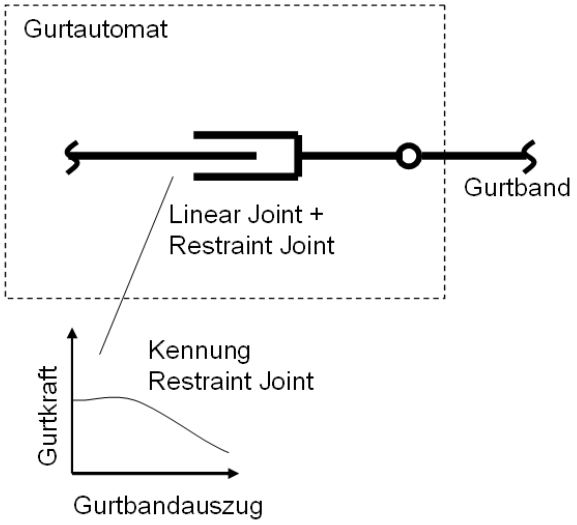

Abb. 7-11: Prinzipielle Darstellung des Gurtkraft-Weg-Verlaufes in der Simulation: Die Kennung kann zur Optimierung der Thoraxbeschleunigung einfach angepasst werden.

Wie schon erwähnt, ist eine Thoraxbeschleunigung als optimal anzusehen, wenn sie möglichst konstant verläuft. Weiterhin muss bei der Variation der Kraftcharakteristik darauf geachtet werden, dass sich bei allen Simulationsläufen die gleiche Thoraxvorverlagerung einstellt. Ist dies nicht der Fall, so ist ein Vergleich nicht zulässig, da die kinetische Energie des Insassen über unterschiedlich lange Wege abgebaut wird. Weiterhin findet an dieser Stelle keine Bewertung der anderen Insassenbelastungswerte statt, vielmehr wird nur die Brustbeschleunigung beurteilt. Im Gegensatz zu Van der Laan et al. (2008), wo der Schwerpunkt auf

einer Realisierung eines Regelkreises der Brustbeschleunigung in MADYMO liegt, sind hier realistische, per Hand gewählte Kraft-Weg-Kennungen simuliert worden. Der Fokus hierbei liegt sowohl auf einer Untersuchung von unterschiedlichen Fahrzeugumgebungen als auch auf der Darstellung des Unterschiedes einer idealen Gurtkraftkennung zwischen einem HIII 50% Dummy und einem HIII 5% Dummy.

In der Abb. 7-12 ist als Simulationsergebnis für die erste untersuchte Fahrzeugumgebung (Fahrzeug A) der Schultergurtkraftverlauf dargestellt, die Abb. 7-13 zeigt die dazugehörige Eingabekennung für den Restraint Joint.

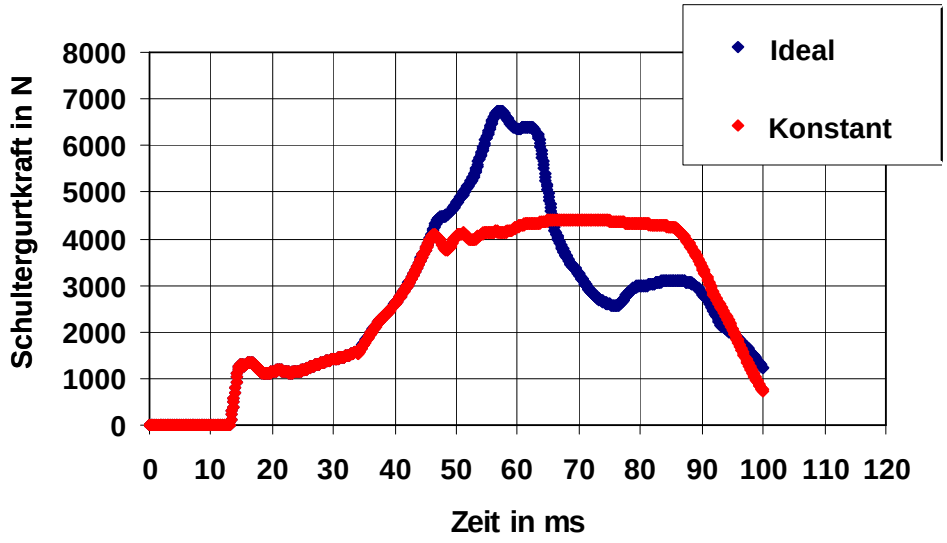

Abb. 7-12: Vergleich der Schultergurtkräfte mit einer konstanten Kraftbegrenzung und einer bezüglich der Brustbeschleunigung als ideal anzusehenden Kennung.

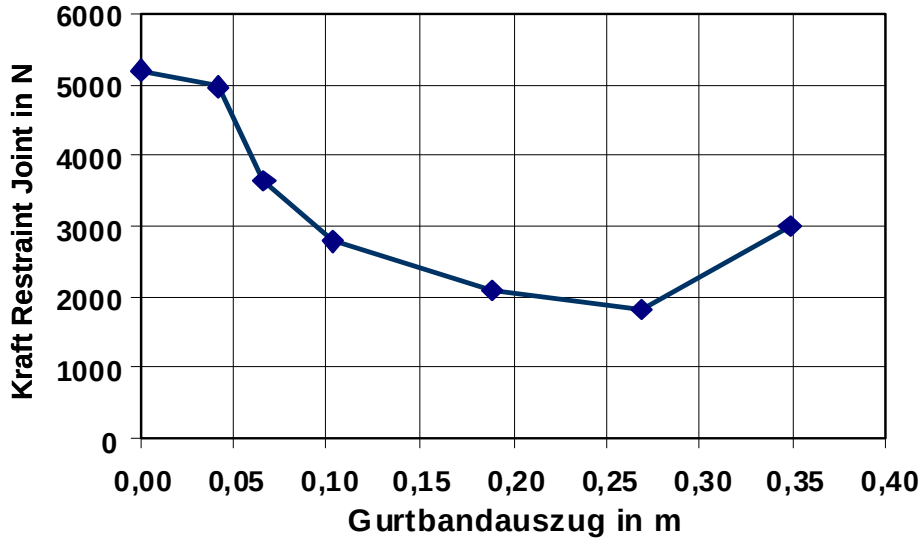

Abb. 7-13: Eingabecharakteristik für den Restraint Joint im Gurtautomaten.

Die Thoraxbeschleunigung konnte mit der als nahezu ideal anzusehenden Kennung um 17 % reduziert werden, siehe hierzu die Abb. 7-14.

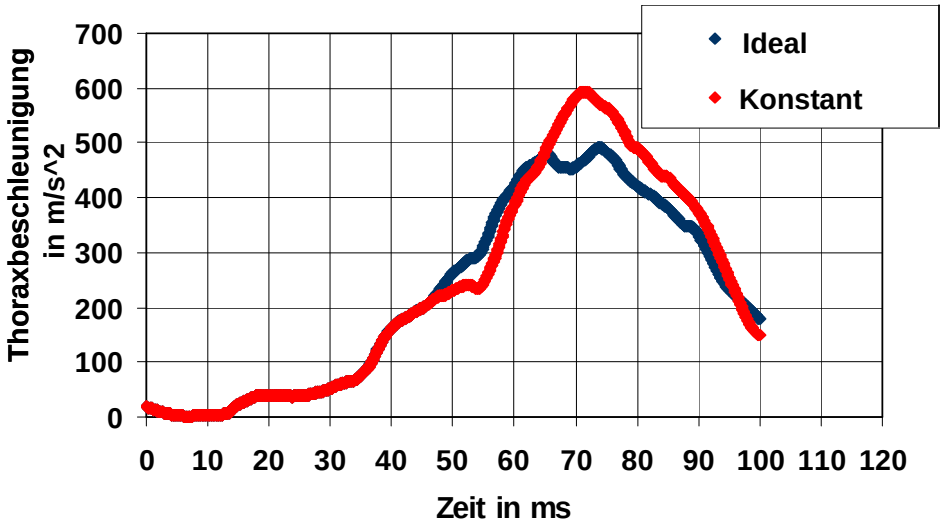

Abb. 7-14: Änderung der Brustbeschleunigung aufgrund der Gurtkraftcharakteristik. Eine Reduktion der Beschleunigung um ca. 17 % ist mit einer angepassten Gurtkraft in diesem Beispiel erreichbar.

Nach dem gleichen Prinzip soll der Unterschied zwischen einer „idealen“ Rückhaltung eines Hybrid III Dummys verschiedener Größen, nämlich HIII 5% und HIII 50% in einer weiteren Umgebung dargestellt werden, die ein Mittelklassefahrzeug repräsentiert. Neben der unterschiedlichen Größe und der Masse (siehe hierzu eine kurze Dummybeschreibung im Anhang 4) muss an dieser Stelle berücksichtigt werden, dass auch die Sitzposition unterschiedlich ist. Gemäß der FMVSS 208 befindet sich der HIII 50% in einer mittleren Position bezüglich der Sitzlängsverstellung, hingegen ist der HIII 5% Dummy in einer vorderen Position zu testen (NHTSA 2012). Die Darstellung der Gurtkraft am Gurtautomat über der Gurtbandausgabe zeigt zum einen das geringere Kraftniveau für den HIII 5% Dummy, zum anderen ist der Verlauf der Kraft früher abfallend, siehe Abb. 7-15. Die Untersuchung von weiteren Fahrzeugumgebungen findet sich im Anhang 5.

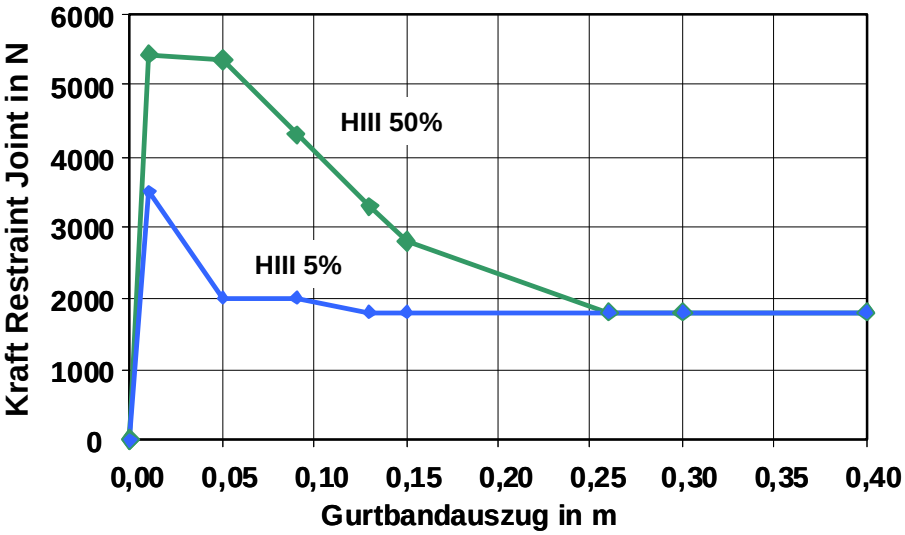

Abb. 7-15: Beispiel für den Unterschied zwischen dem Hybrid III 50% und 5% hinsichtlich einer auf die Minimierung der Brustbeschleunigung ausgelegten Gurtkraftkennung.

8 Ergebnisse – Brusteindrückung

Das Kapitel 8 befasst sich mit der Thoraxeindrückung des Dummys. Dabei wird zunächst auf die Wirkung der Gurtkräfte eingegangen. Daran schließt sich eine Untersuchung der Thoraxverformung an. Hierzu werden die einzelnen Verformungen der Rippen sowohl in einem Simulationsmodell als auch im Versuch detailliert untersucht, um die Deformation auch lokal beurteilen zu können. Weiterhin wird ein Berechnungsmodell erarbeitet, um insbesondere den Einfluss der Schlosskopfkinematik auf die Eindrückung abbilden und optimieren zu können. Abschließende Untersuchungen beziehen sich auf den Gurtumlenkpunkt an der Schlosszunge und beschließen das Kapitel 8.

8.1 Relevante Kräfte für die Thoraxdeformation

Im Gegensatz zur Untersuchung der Brustbeschleunigung im Kapitel 7, wo die Angriffspunkte der Rückhaltekräfte bei einem Frontalcrash nicht weiter beachtet wurden, ist bei der Brusteindrückung nicht nur die Höhe der Kräfte, sondern auch der Ort der Einleitung mit zu berücksichtigen. Als Folge dessen ist das Freikörperbild in der Abb. 8-1, verglichen mit der Abb. 7-1, erweitert worden.

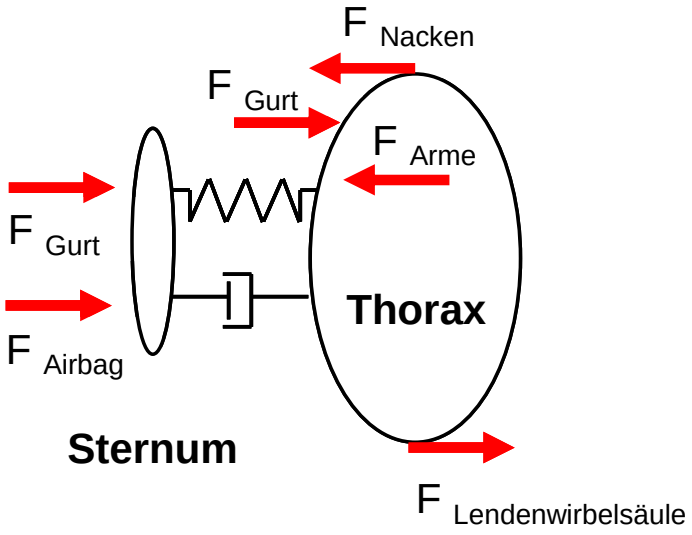

Abb. 8-1: Vereinfachte Darstellung der Kräfte auf den Thorax: Eindrückungsrelevant sind dabei Airbag- und Gurtkräfte.

Der Abb. 8-1 ist zu entnehmen, dass Rückhaltekräfte des Gurtes sowohl auf das Brustbein und die Rippen wirken und damit für die Eindrückung relevant sind, als auch über das

Schlüsselbein am Thorax angreifen und damit nicht zu einer Deformation des Brustkorbes führen. Dieser stark vereinfachten Darstellung ist nicht zu entnehmen, dass die Beanspruchung des Thorax durch den Airbag als verteilte Last vorliegt, verglichen damit ist die beaufschlagte Fläche beim Gurt deutlich kleiner.

Die auf das Sternum und die Rippen aufgebrachte und damit für die Eindrückung relevante Kraft des Gurtes F_{Gurt} ist dabei abhängig von der Höhe der Gurtkräfte F_{B3} und F_{B4} und der Gurtgeometrie,

$$F_{Gurt} = f\ (F_{B3},\ F_{B4},\ \text{Geometrie}). \tag{4}$$

8.1.1 Gurtkräfte - Messung und Aussagefähigkeit

Um Gurtkräfte genauer interpretieren zu können, ist die Kenntnis über deren Messung notwendig. So stellt sich in der Praxis z.B. immer wieder die Frage nach dem ersten lokalen Maximum in der Gurtkraft während der Phase der Gurtstraffung, die offenbar nicht mit der Eindrückung des Dummythorax oder des Gurtbandeinzuges beim Straffen zusammenzupassen scheint.

Die Gurtkräfte werden heutzutage üblicherweise mit Sensoren gemessen, die direkt auf dem Gurtband montiert werden. Das Messprinzip basiert dabei auf der Verwendung einer DMS Vollbrücke (Messring 2009). Zwar ist mit Hilfe einer Linearisierungselektronik die Genauigkeit der Aufnehmer zu früheren Aufnehmervarianten deutlich gestiegen, dennoch empfiehlt es sich, bei vergleichenden Untersuchungen immer dieselben Aufnehmer zu verwenden.

Als Einstieg in die Beschreibung der Zusammenhänge zwischen Gurtkräften, Gurtbandeinzügen und Brusteindrückung wurden insgesamt 16 Standversuche durchgeführt, siehe hierzu die Versuchsmatrix im Anhang 6. Der Vorteil des Standversuches besteht darin, dass sich durch ausbleibende Vorverlagerung des Dummys keine Geometrieänderungen ergeben. Der Einfluss der Gurtgeometrie, wie in Gleichung 4 beschrieben, ist also als nahezu konstant anzusetzen. Der gewählte Versuchsaufbau entsprach dabei der AKLV 106[15] (AKLV 1995) und ist in der Abb. 8-2 dargestellt. Es wurde ein HIII 50% Dummy verwendet, dessen linker Unterarm zum Zwecke einer besseren Videoauswertung demontiert wurde. Das Gurtsystem bestand dabei aus einem Dreipunktgurt mit Automatenstraffer, der zur Belastung des Dummys gezündet wurde. Für die Datenanalyse wurden sowohl der Gurtbandeinzug beim Straffen als auch die Gurtkräfte an den üblichen Messstellen (siehe Abb. 7-3) aufgenommen.

[15] Liefervorschrift des Arbeitskreises der Automobilindustrie.

Darüber hinaus wurden Hochgeschwindigkeitsvideos von allen Versuchen erzeugt. Zur Analyse wurden Markierungen sowohl am Dummy als auch an der Versuchsumgebung angebracht und vermessen, um später eine Filmauswertung durchführen zu können.

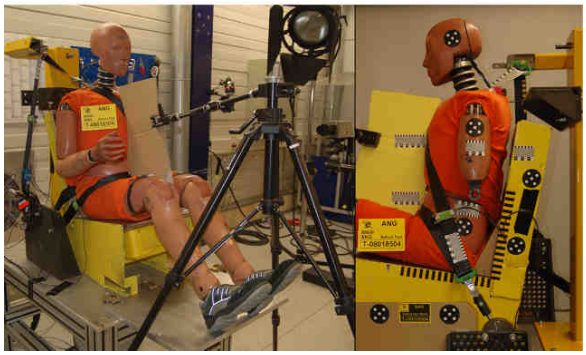

Abb. 8-2: Versuchsaufbau der Standversuche.

Im Folgenden werden nun die Messergebnisse für einen Test diskutiert. Die Abb. 8-3 zeigt die gemessenen Gurtkräfte nach Zündung des Automatengurtstraffers. Zu Beginn ist ein starker Kraftanstieg zu verzeichnen, danach fällt die Gurtkraft schnell ab. Insbesondere der Kraftaufnehmer nahe dem Gurtautomaten zeigt dieses erste Maximum besonders ausgeprägt.

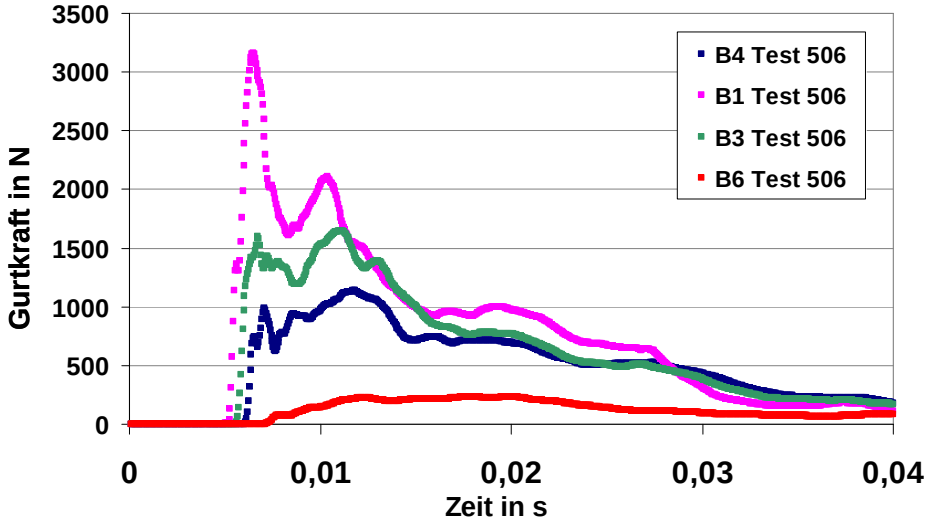

Abb. 8-3: Gurtkräfte an verschiedenen Messpositionen im Standversuch.

Betrachtet man den dazugehörigen Gurtbandeinzug in Abb. 8-4, so lässt sich feststellen, dass dieser weiter ansteigt, während die Gurtkräfte bereits sinken, bevor ein erneuter Anstieg der Kräfte zu verzeichnen ist. In der Abb. 8-5 ist die dazugehörende Brusteindrückung aufgezeichnet. Diese startet im Vergleich zu den Gurtkräften und dem Gurtbandeinzug mit einem zeitlichen Verzug und erreicht ihr Maximum, nachdem alle Gurtkräfte bereits wieder abfal-

len. Das bedeutet zum einen, dass sich das erste Gurtkraftmaximum mithilfe des Gurtbandeinzuges nicht erklären lässt. Zum anderen ist offensichtlich der Zusammenhang zwischen dem Gurtbandeinzug auf der einen Seite und der Eindrückung auf der anderen zu Beginn der Straffung nicht trivial darstellbar.

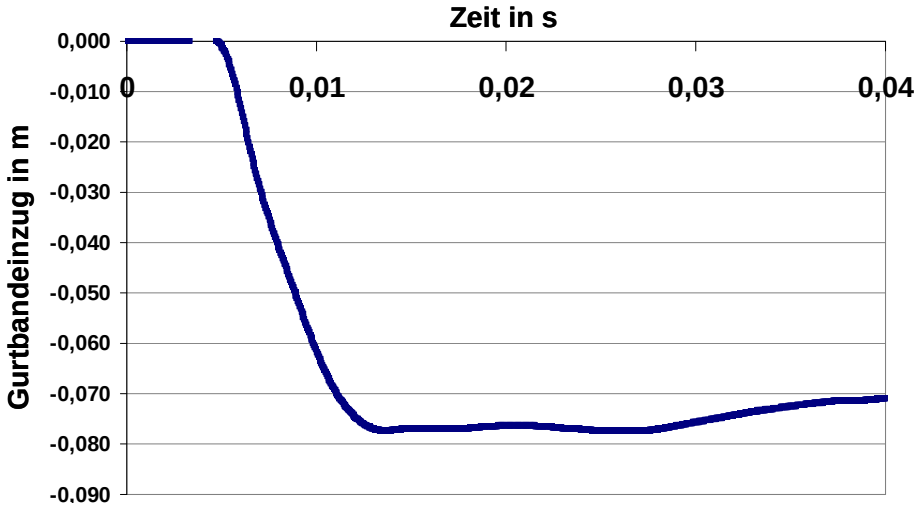

Abb. 8-4: Gurtbandeinzug im untersuchten Standversuch 506.

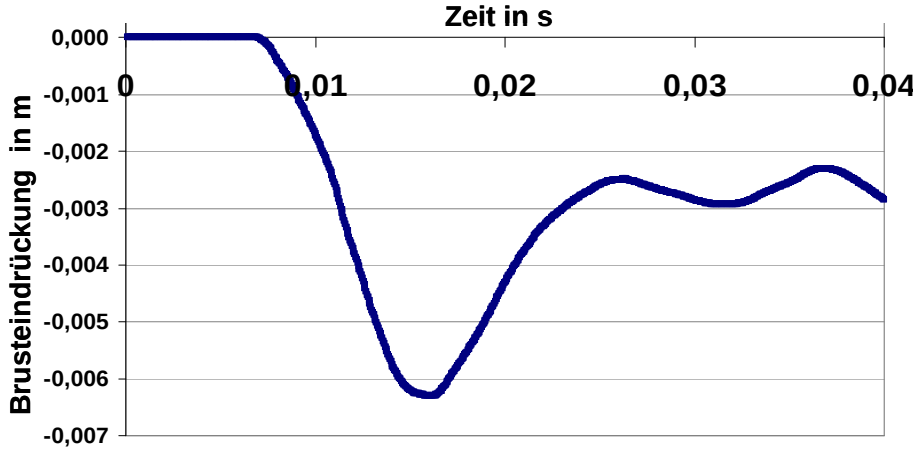

Abb. 8-5: Brusteindrückung des Versuches 506 (Dummyausgabe).

Daher wird an dieser Stelle in zwei Richtungen untersucht:

A) Woher kommt das erste Kraftmaximum in der Gurtkraft, was besonders bei der Messstelle nahe dem Gurtautomaten (B1) auftritt?

B) Welche Rückschlüsse lässt die Filmauswertung auf den Gurtbandeinzug und die Dummydeformation zu, was wird dabei vom Dummy als Brusteindrückung ausgegeben?

A) Lokales Kraftmaximum

Der Straffvorgang findet innerhalb einer sehr kurzen Zeitspanne statt, in diesem Fall sind es von der ersten aufgezeichneten Bewegung bis zum Ende ca. 8 ms. In dieser Zeit werden ca. 77 mm Gurtband in den Retraktor eingezogen. Die Größenordnung der dabei auftretenden Beschleunigungen lässt sich aus der Differenzierung des Wegsignals ermitteln, sie beträgt in diesem Fall etwa 3500 m/s^2. Es liegt also nahe, dass Trägheitskräfte einen nicht unerheblichen Einfluss am ersten Gurtkraftmaximum haben dürften, denn 1 m Gurtband schlägt mit einem Gewicht von 60 g zu Buche, ein hier verwendeter Gurtkraftaufnehmer wiegt 83 g. Würde ein Gurtband von beispielsweise 2 m Länge mit 2 Gurtkraftaufnehmern beschleunigt, so ergäbe sich bereits eine messbare Gurtkraft von etwa 1 kN bei der ermittelten Beschleunigung. Darüber hinaus zeigt die Filmanalyse, dass etwa 10 mm Gurtband während des Straffvorganges durch den Aufnehmer an der Mess-Stelle B1 rutscht.

Um die Theorie der Trägheitskräfte zu untermauern, wurde ein weiterer Standversuch mit zusätzlicher Gurtlose von etwa 200 mm (realisiert durch sehr weichen Schaumstoff, Stauchhärte 1,7 kPA) durchgeführt, siehe hierzu die Abb. 8-6. D.h. der Gurtautomat kann beim Straffvorgang nahezu kraftfrei Gurtband einziehen. Gleichzeitig werden wieder die Gurtkräfte ermittelt.

Abb. 8-6: Modifizierter Standversuch mit ca. 200 mm zusätzlicher Gurtlose.

Die Abb. 8-7 zeigt das Ergebnis: Wie auch im zuvor beschriebenen Standversuch ohne Gurtlose kann ein lokales Maximum, wenn hier auch in geringerer Höhe, für die Gurtkraft an der Messstelle B1 ermittelt werden.

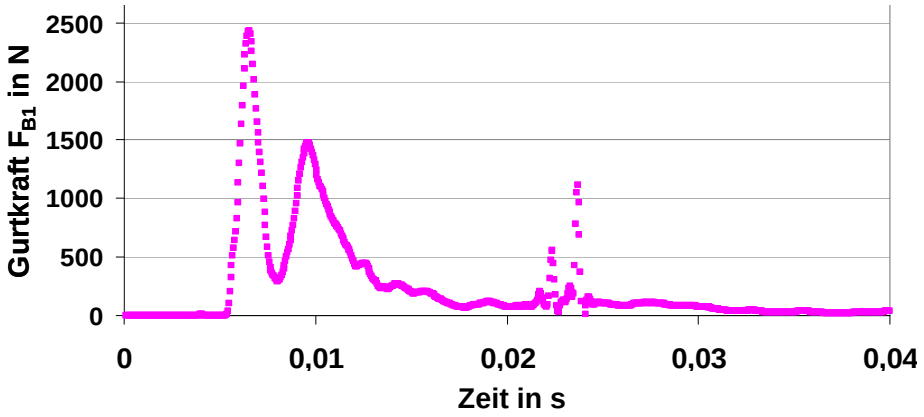

Abb. 8-7: Gurtkraft nahe Gurtautomat bei Versuch mit Gurtlose: Auch hier bildet sich ein lokales Maximum aus.

B) Filmauswertung

In der Abb. 8-8 ist eine Videosequenz zur Verdeutlichung des Versuches dargestellt. Die Beschreibung der Filmauswertung erfolgt an dieser Stelle tabellarisch, um die zeitlichen Zusammenhänge besser verstehen zu können, siehe Tab. 8-1.

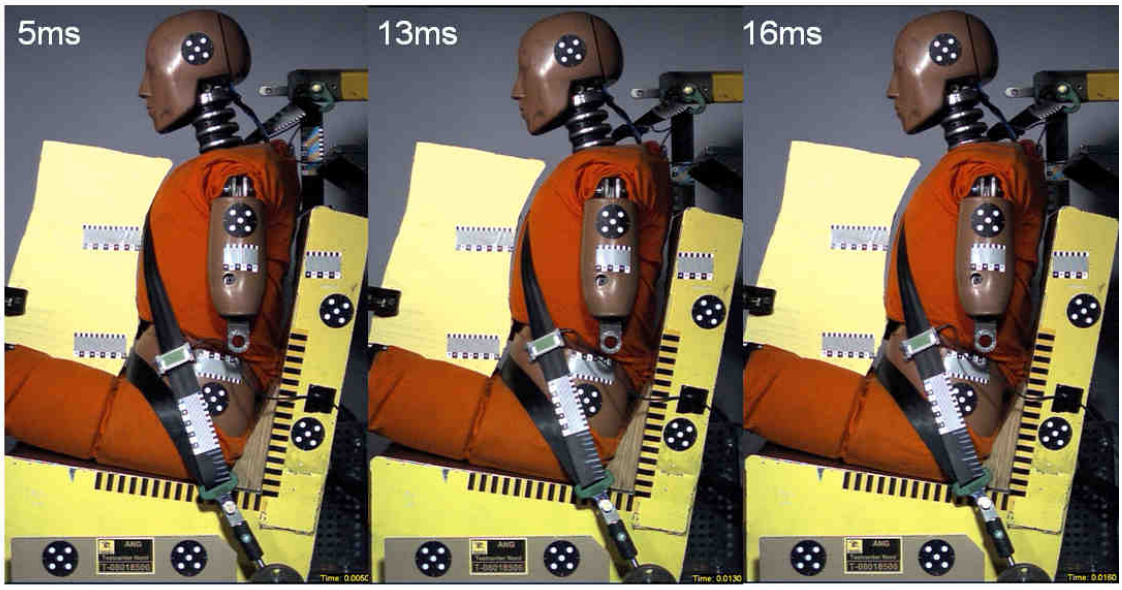

Abb. 8-8: Bilderfolge Standversuch bei Straffung mittels Gurtautomat. Ab 5ms beginnt der Straffvorgang und endet bei 13ms, bei 16ms ist die maximale Brusteindrückung erreicht.

Tab. 8-1: Zeitliche Einordnung der Vorgänge beim Straffen im Standversuch aus der Videoanalyse.

Zeit	Gurtsystem	Dummy
5 ms	Beginnender Gurtbandeinzug	
7 ms	Erste Gurtbandbewegung im Bereich des Schlosses, Gurtbanddurchzug durch die Schlosszunge beginnt	
8 ms		Deutliche Brusteindrückung sichtbar ca. 1 cm, Brustpotentiometer zeigt 0 mm
10 ms		Beginnende Deformation des Abdominalbereichs
13 ms	Straffvorgang beendet, 78 mm Gurtbandeinzug in den Retraktor, davon wurden 38 mm aus dem Beckengurtsegment gezogen. Schlossbewegung (Ausrichtung) ist jedoch noch nicht abgeschlossen.	
15 ms	Schlossbewegung nahezu abgeschlossen	Maximale Thoraxeindrückung erreicht.
16 ms		Maximale Brusteindrückung wird im Dummy gemessen (6 mm), äußere Deformation liegt bei ca. 2,5 cm
18 ms		Beginnende Rückwärtsbewegung des Dummys

Um den Einfluss des Abdomens aus der Analyse des Thorax herauszunehmen, wurden abschließend noch Versuche mit einem Diagonalgurt durchgeführt, siehe Abb. 8-9. Weiterführende Erkenntnisse konnten hierbei jedoch nicht gewonnen werden.

Abb. 8-9: Versuchsaufbau für einen Standversuch nur mit Diagonalgurt.

8.1.2 Einfluss der unteren Diagonalgurtkraft

Zum Einstieg in diesen Abschnitt soll der Einfluss der Beckenrückhaltung anhand eines Simulationsergebnisses verdeutlicht werden (Eickhoff et al. 2009). In der generischen Simulationsumgebung S01 (vgl. Kapitel 5) wurde hierzu eine als ideal anzusehende Beckenrückhaltung realisiert. Dazu ist das Becken im Schwerpunkt mittels Feder-Dämpfer-System an das Fahrzeug gekoppelt, in dem an dieser Stelle gezeigten Fall derart, dass es der Fahrzeugverzögerung folgt. D.h. Becken und Fahrzeug sind fest miteinander verbunden. Abb. 8-10 zeigt die Beckenbeschleunigung im Referenzfall und mit der idealisierten Beckenankopplung. Der Unterschied ist deutlich erkennbar, im Fall des gekoppelten Beckens entspricht die Beckenbeschleunigung der Fahrzeugverzögerung.

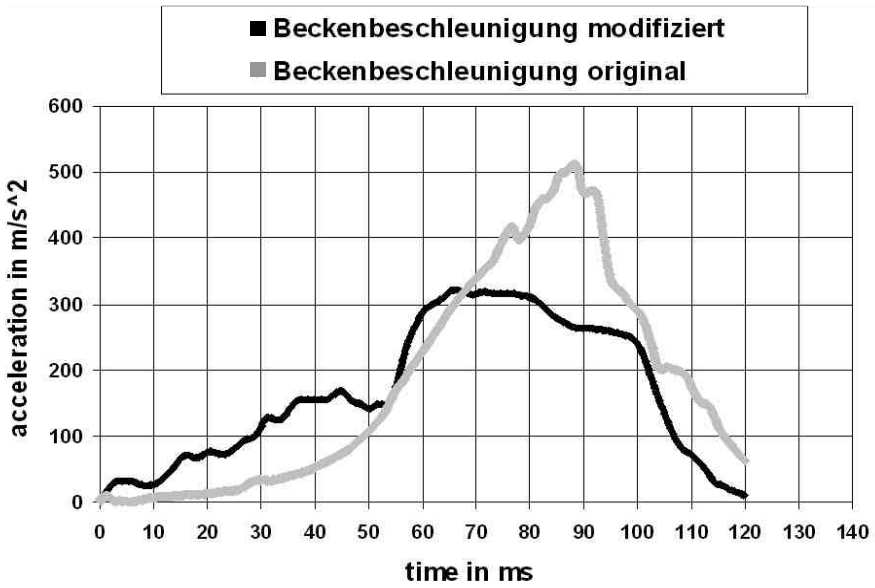

Abb. 8-10: Vergleich der Beckenbeschleunigung im Original und mit zusätzlicher Beckenankopplung, aus Eickhoff et al. (2009). Der Unterschied ist gravierend.

Als Folge dieser Idealisierung reduziert sich die Brusteindrückung um ca. 40%, siehe Abb. 8-11. Um ein tieferes Verständnis über den Einfluss der Beckenrückhaltung zu erlangen, ist eine Untersuchung der unteren Diagonalgurtkraft als nächster Schritt notwendig.

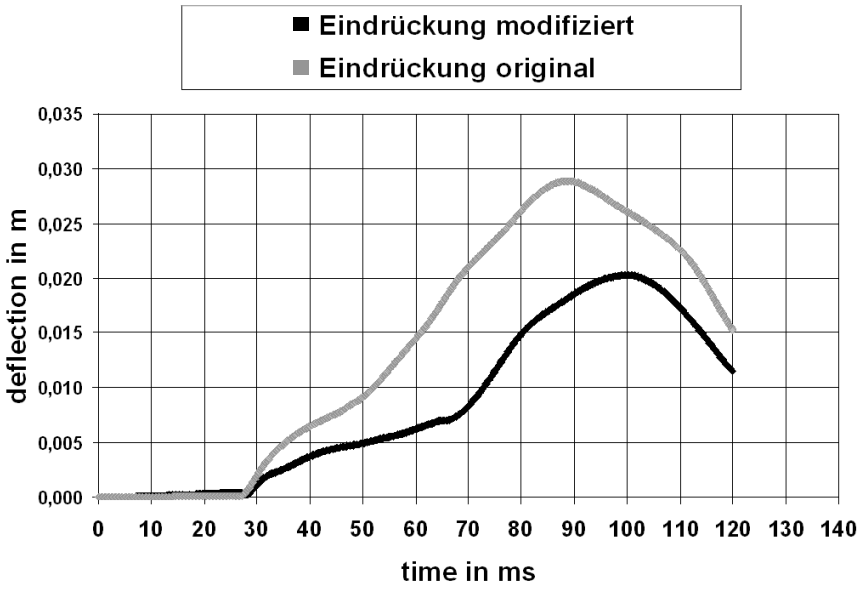

Abb. 8-11: Vergleich der Brusteindrückung. Eine Reduktion mit Zusatzkopplung ist erkennbar, aus Eickhoff et al. (2009).

Wie bereits im Kapitel 4 ausgeführt, ist der Zusammenhang zwischen der Schultergurtkraft F_{B3} und der Brusteindrückung bekannt. D.h. es existiert in der Regel eine Korrelation zwischen der Schultergurtkraft F_{B3} und der Brusteindrückung. Nicht betrachtet wurde dagegen bisher der Einfluss der unteren Diagonalgurtkraft F_{B4} auf die Eindrückung. Dieser ist Gegenstand der nachfolgenden Ausführungen und wurde bereits publiziert (Eickhoff et al. 2007). Werden Gurtkräfte in Frontalcrashversuchen ausgewertet, so lässt sich oft ein Ansteigen der unteren Diagonalgurtkraft F_{B4} erkennen, siehe Abb. 8-12.

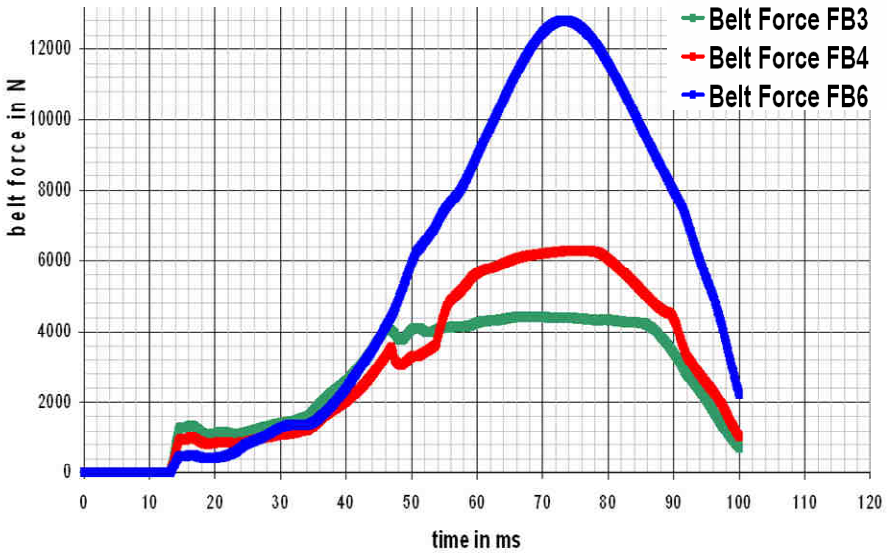

Abb. 8-12: Gurtkraftverläufe über Zeit mit einem konstanten Gurtkraftbegrenzer im Schlittenversuch (Beispiel), aus (Eickhoff et al. 2007).

Die Gründe hierfür liegen in den höheren Gurtkräften im Beckengurt verglichen mit denen im Diagonalgurt.

Zielsetzung ist nun, die Gurtkraft F_{B4} zu reduzieren und den Einfluss auf die Eindrückung nachzuweisen. Dies soll an dieser Stelle anhand von Versuchen dargestellt werden. Als Versuchsumgebung hierfür wurden Schlittenversuche mit Realsitz, Airbag und Dreipunktgurt mit Straffung und Kraftbegrenzung gewählt, vgl. Versuchsaufbau V03 im Kapitel 5. Um eine Reduktion der Gurtkraft F_{B4} zu erreichen, wurde eine sich verriegelnde Schlosszunge verwendet. Diese hat den Vorteil gegenüber 2 Einzelgurten, dass das Gurtband während der Straffphase aus dem Becken mittels Retraktorstraffer gezogen werden kann. In der Kraftbegrenzungsphase schließt sie jedoch und verhindert ein Durchrutschen des Gurtbandes durch die Zunge, der Kraftfluss ist damit unterbrochen, siehe Abb. 8-13.

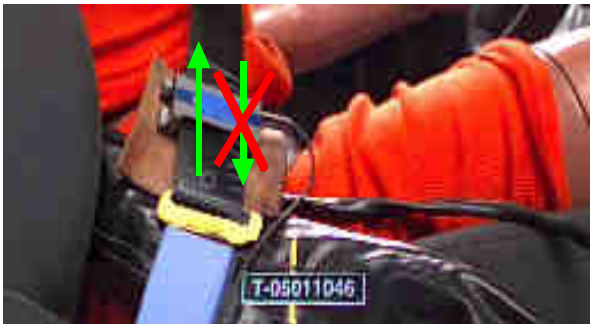

Abb. 8-13: Prinzip der sich verriegelnden Schlosszunge: Während des Straffvorganges kann die Gurtlose im Beckenbereich entfernt werden. In der Kraftbegrenzerphase ist die Zunge verriegelt, somit ist der Kraftfluss zwischen Diagonalgurt und Beckengurt unterbrochen.

Insgesamt wurden zur Untersuchung sechs Schlittenversuche durchgeführt, jeweils drei Tests mit und drei Tests ohne die sich verriegelnde Schlosszunge, vgl. Testmatrix im Anhang 7. Dabei kam in vier Versuchen der Hybrid III 50% Dummy zum Einsatz, in zwei der Hybrid III 5%. Bei beiden Dummys zeigte sich eine Reduktion der Brusteindrückung beim Einsatz der sich verriegelnden Schlosszunge. Im Folgenden sind nun Kraftkurven zweier Testergebnisse mit dem HIII 50% mit und ohne sich verriegelnde Schlosszunge als Beispiel dargestellt. Werden beide Systeme hinsichtlich ihrer Auswirkung auf die Schultergurtkraft F_{B3} miteinander verglichen, so zeigt sich kein Unterschied, siehe Abb. 8-14. Eine Reduktion der unteren Diagonalgurtkraft F_{B4} ist dagegen eindeutig ab ca. 75 ms in der Abb. 8-15 beim Einsatz der sich verriegelnden Schlosszunge erkennbar.

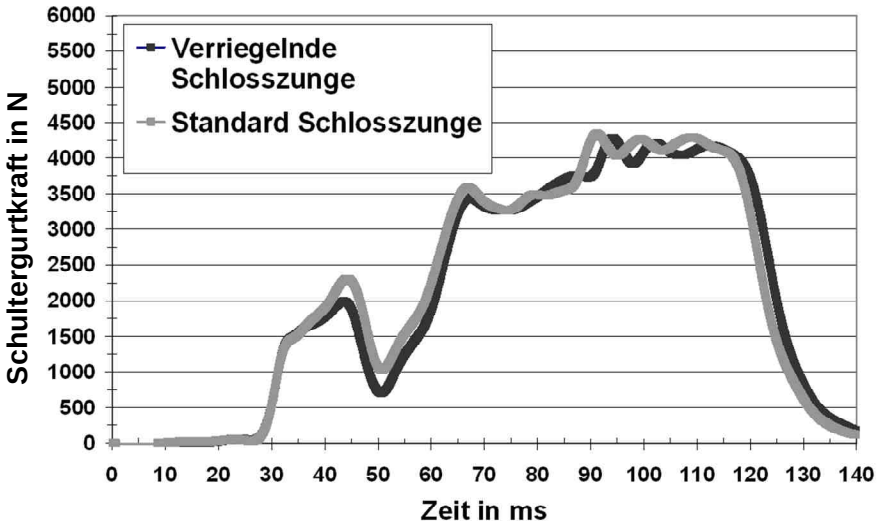

Abb. 8-14: Schultergurtkräfte F_{B3} über die Zeit mit und ohne sich verriegelnde Schlosszunge. Es sind keine relevanten Unterschiede erkennbar.

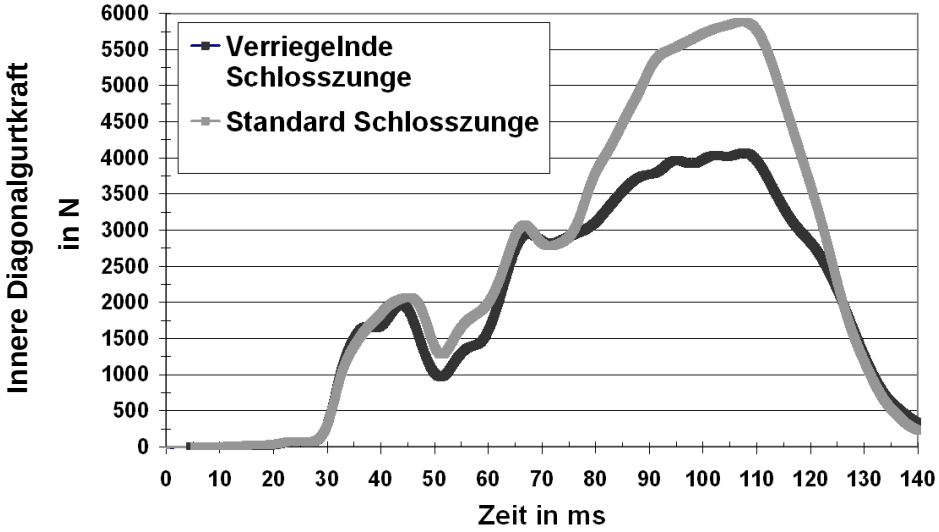

Abb. 8-15: Darstellung der inneren Diagonalgurtkraft F_{B4} über die Zeit mit und ohne sich verriegelnde Schlosszunge. Ein deutlicher Unterschied ist ab ca. 75 ms erkennbar.

Zeitgleich wird eine Erhöhung der Gurtkraft im Beckengurt nahe des Endbeschlags (F_{B6}) mit der geänderten Schlosszunge gemessen, wie in der Abb. 8-16 dargestellt ist.

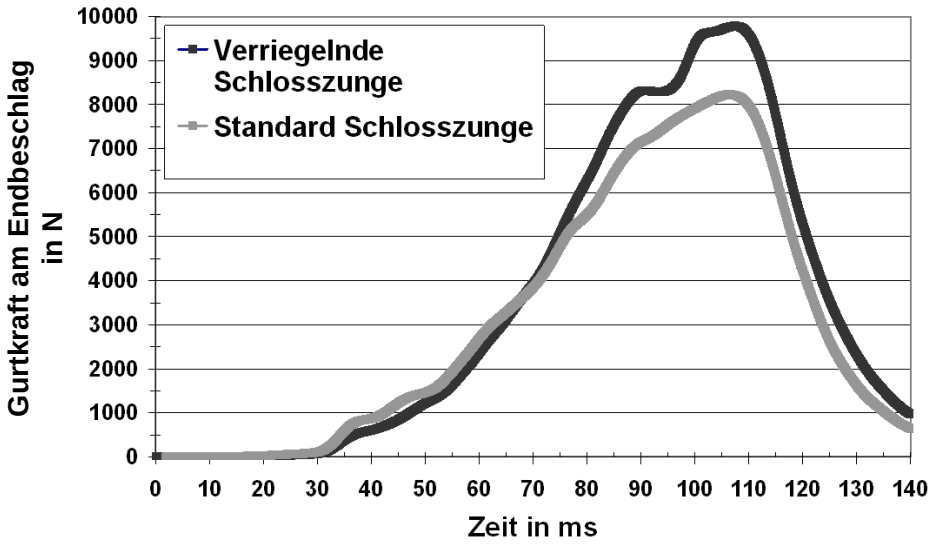

Abb. 8-16: Gurtkraft am Endbeschlag F_{B6} ebenfalls über die Zeit dargestellt. Mit verriegelnder Schlosszunge steigt die Gurtkraft nach ca. 75 ms höher an.

Als Ergebnis der Gurtkraftreduktion F_{B4} mit der modifizierten Schlosszunge zeigt sich eine deutliche Reduktion der Brusteindrückung, siehe Abb. 8-17.

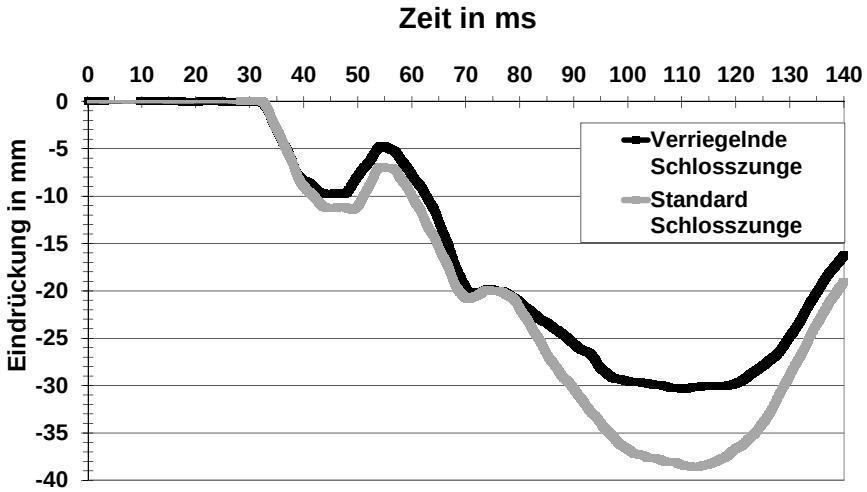

Abb. 8-17: Vergleich der Brusteindrückung mit und ohne sich verriegelnde Schlosszunge. Die Reduktion der Eindrückung ist mit verriegelnder Zunge deutlich erkennbar.

Bei dem weiteren Vergleich der Insassenbelastungswerte konnte darüber hinaus ein Erhöhung der Schnittkräfte zwischen Becken und Thorax mit der sich verriegelnden Schlosszunge ermittelt werden, dieser Vergleich der Kraftkurven ist abschließend in der Abb. 8-18 angegeben.

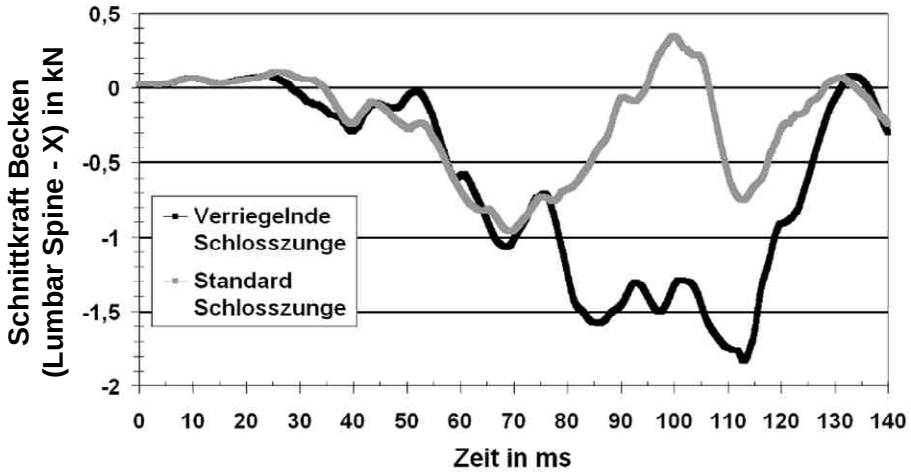

Abb. 8-18: Schnittkräfte zwischen Becken und Thorax: Beim Einsatz der sich verriegelnden Schlosszunge ist eine Erhöhung erkennbar.

8.2 Brusteindrückung als Antwort auf die Gurtkrafteinleitung

Im folgenden Abschnitt wird die genaue Lasteinleitung der Gurtkräfte in den Dummy und die daraus resultierende Eindrückung analysiert.

8.2.1 Gurtinduzierte Lasteinleitung in den Dummythorax

Mithilfe des Simulationsdummys kann die Lasteinleitung in den Thorax durch den Gurt dargestellt werden, nachdem u. a. das Dummyjacket[16], Kopf und Arme in der Darstellung ausgeblendet worden sind, siehe Abb. 8-19. Es zeigt sich, dass Gurtkräfte an zwei Bereichen am Thorax angreifen: Zum einem am Brustkorb (Rippen und Sternum), zum anderem an der Schulter. Mit letzterem Lastpfad können Kräfte in den Thorax eingeleitet werden, ohne dass der Brustkorb des Dummys deformiert wird.

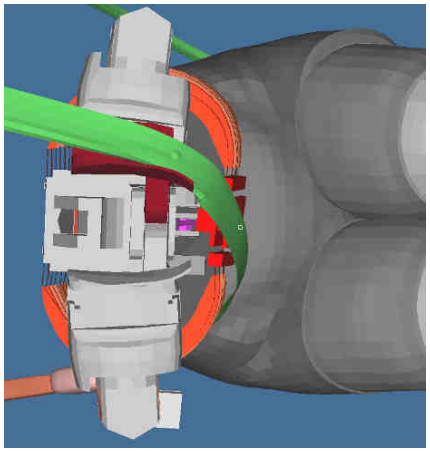

Abb. 8-19: Lasteinleitung in den Dummythorax: Es werden sowohl die Schulter als auch der Brustkorb belastet.

Wird der Dummy von vorn betrachtet, so lässt sich außerdem feststellen, dass nur ein Teil der Rippen mit Gurtkräften beaufschlagt wird, siehe Abb. 8-20. In dem hier dargestellten Fall werden neben der linken Schulter nur ein Teil des Sternums und die rechten Rippen belastet.

[16] Als Dummyjacket wird die gepolsterte Vinylaußenhaut bezeichnet. Diese umgibt den Oberkörper des Dummys und wird auf der Rückseite mittels Reißverschluss montiert.

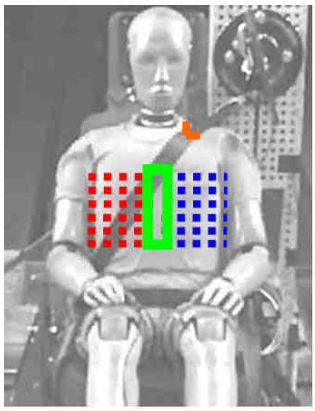

Abb. 8-20: Lasteinleitung in den Thorax mittels Gurt. Die Darstellung verdeutlicht, dass die Schulter, das Sternum und nur die rechten Rippen bei dem gewählten Gurtverlauf belastet werden (Versuchsumgebung 02).

8.2.2 Deformation des Dummythorax

Zunächst wurden die Unterschiede zwischen innerer und äußerer Brusteindrückung zu Beginn der Thoraxbelastung, welche sich bei den Standversuchen gezeigt hatten (vgl. Abschnitt 8.1.1), weiter untersucht. Dafür wurde ein Dummyjacket aufgeschnitten, so dass ein Einblick in den Thoraxraum möglich wurde. Weiterhin wurden beide Unterarme demontiert, um die Hochgeschwindigkeitsvideoaufnahme während des Tests nicht zu gefährden. Mit dem so vorbereiteten Dummy wurde ein Schlittenversuch in der Versuchsumgebung 02 durchgeführt, dessen Ergebnis in der Abb. 8-21 zu betrachten ist.

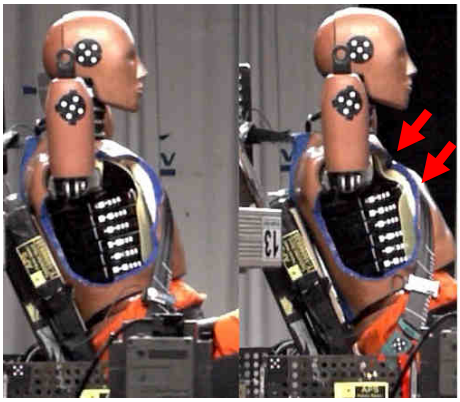

Abb. 8-21: Einblick in den Dummythorax vor und zu Beginn der Thoraxbelastung. Der Schaum im Dummyjacket begründet den Unterschied zwischen der äußeren Thoraxdeformation und der inneren, aus Eickhoff et al. (2011).

Es zeigt sich, dass zunächst die Polsterung des Dummyjackets komprimiert wird, ehe die metallische Struktur des Brustkorbes deformiert wird. Eine Detailanalyse der Thoraxdeformation lässt aber auch der in Abb. 8-21 gezeigte Versuchsaufbau nicht zu.

Vielmehr ist es notwendig, die Thoraxdeformation an mehreren Messstellen während dynamischer Versuche aufzunehmen. Um dies zu realisieren, konnte ein Dummy HIII 50% mit sog. Rib Eye Sensoren ausgerüstet werden. Diese, von der Fa. Robert A. Denton Inc. entwickelten speziellen Sensoren, ermöglichen es, die Eindrückung einzelner Rippen optisch zu bestimmen. Ausführlich vorgestellt wurde das Messprinzip von Yoganandan et al. (2009). Dabei wird an jeder Rippe des Dummys eine LED montiert, links und rechts der Spinebox (Wirbelsäulenbox) befinden sich zwei optische Sensoren, siehe Abb. 8-22. Mithilfe dieses Aufbaus lassen sich die Eindrückungen der einzelnen Rippen sowohl in lokalen x- als auch in y-Koordinaten bestimmen. In der Untersuchung von Yoganandan et al. (2009) wird eine Position der LED's von 90 mm aus der Sternummitte als vorteilhaft vorgeschlagen, hieran wird sich bei der Positionierung für die Versuche orientiert.

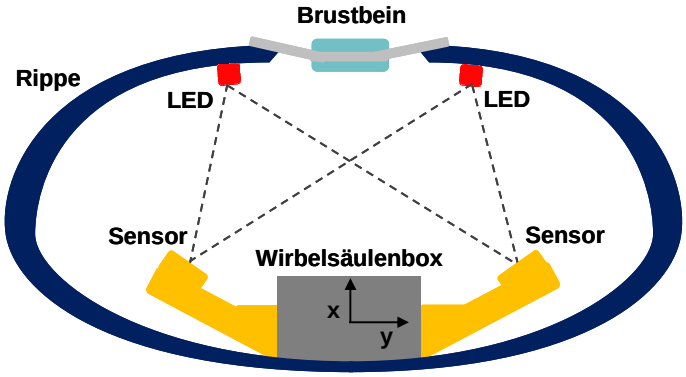

Abb. 8-22: Bestimmung der einzelnen Rippendeformation mithilfe von optischen Sensoren (Rib Eye), nach Yoganandan et al. (2009).

Für die Simulationsuntersuchung wurde die Simulationsumgebung S02QF verwendet, die Dummyausgaben des HIII 50% Dummy (MADYMO Q - Facet) sind ebenfalls um Rib Eye Sensormessungen an gleicher Position erweitert worden. Hierzu wurde die Position eines Knotens des FE-Netzes einer Rippe, bezogen auf einen Referenzknoten des Spineboxnetzes, als zusätzliche Ausgabe definiert. Mit den so veränderten Hybrid III Dummys wurden Schlittentests bzw. Simulationsläufe durchgeführt; die genaue Aufstellung der Versuche wie auch der Simulationsläufe ist dem Anhang 8 bzw. 9 zu entnehmen.

Die Messergebnisse der Sensoren werden am Beispiel des Schlittentests 6929 erläutert und sind in der Abb. 8-23. dargestellt. Benutzt wurde die Versuchsumgebung V02, d.h. der Dummy wurde im Schlittentest nur mit dem Dreipunktgurt zurückgehalten, vgl. hierzu nochmals Abb. 8-20.

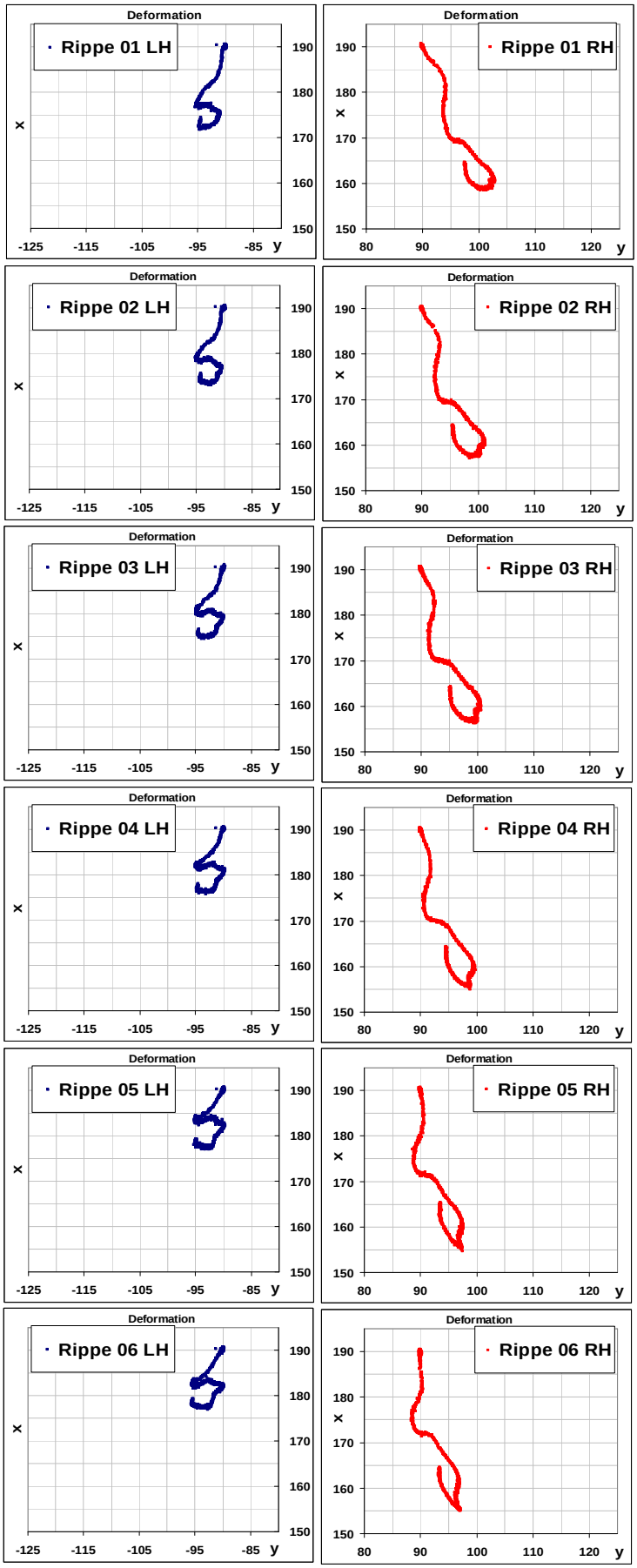

Abb. 8-23: Messung der Rib Eye Sensoren im Versuch 6929. Dargestellt ist die Verschiebung in der x-y Ebene bezüglich eines Fixpunktes auf der Lumbar Spine Box.

In der Abb. 8-23 sind die Verschiebungskurven jeder Rippe in der x-y-Ebene bezogen auf einen Fixpunkt auf der Spinebox dargestellt. Alle Kurven beginnen bei 90 mm bzw. -90 mm in der y- und 190 mm in x-Richtung. Ein sehr deutlicher Unterschied zwischen der Deformation der linken und rechten Rippen in x-Richtung ist erkennbar, kleinere Unterschiede sind beim Vergleich der Rippen 1-6 der jeweiligen Seite in x-Richtung zu beobachten. Dabei sind die unteren rechten Rippen weiter deformiert worden als die oberen. Dagegen sind die in y-Richtung zeigenden Deformationen deutlich geringer, sie liegen zwischen 5-12 mm. Diese Rippendeformation und auch die Thoraxverschiebung in y-Richtung wird im Folgenden nicht weiter untersucht, vielmehr wird auf die (auch mit dem Dummyslider) gemessene Eindrückung in x-Richtung fokussiert, die auch für die Bewertung der Eindrückung bei den verschiedenen Testszenarien genutzt wird.

Zur einfacheren Handhabung der Versuchsdaten sind im Folgenden nur noch Maximalwerte der Rib Eye Messungen in lokalen x-Koordinaten des Dummys angeben, siehe Abb. 8-24, in der noch einfacher der Unterschied zwischen den einzelnen Rippen deutlich wird. Interessant dabei ist, dass die Dummyausgabe mittels Slidermesung am Sternum 37 mm ausgibt, also über dem Wert der Rib Eye Messungen liegt.

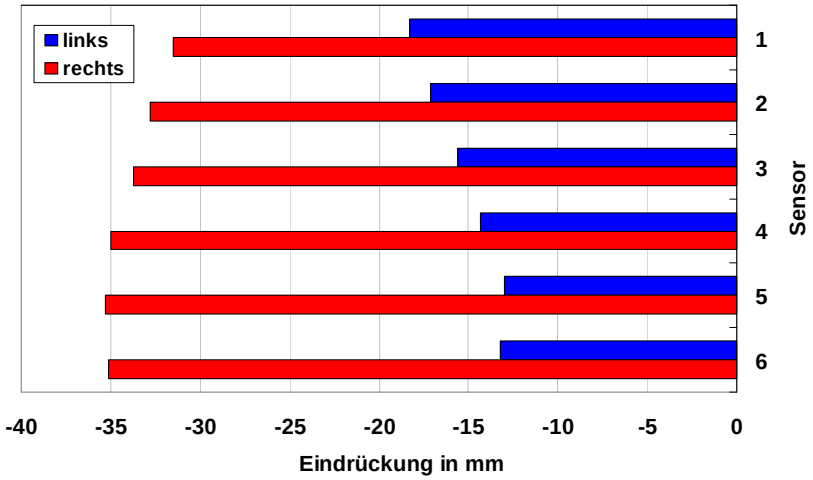

Abb. 8-24: Maximale Eindrückung der einzelner Rippen in Test 6929: Relevante Unterschiede insbesondere zwischen den linken und rechten Rippen sind erkennbar.

Die so ermittelten Messwerte werden im Folgenden mit denen der Simulation verglichen, und zwar wieder anhand der Maximalwerte, siehe Abb. 8-25.

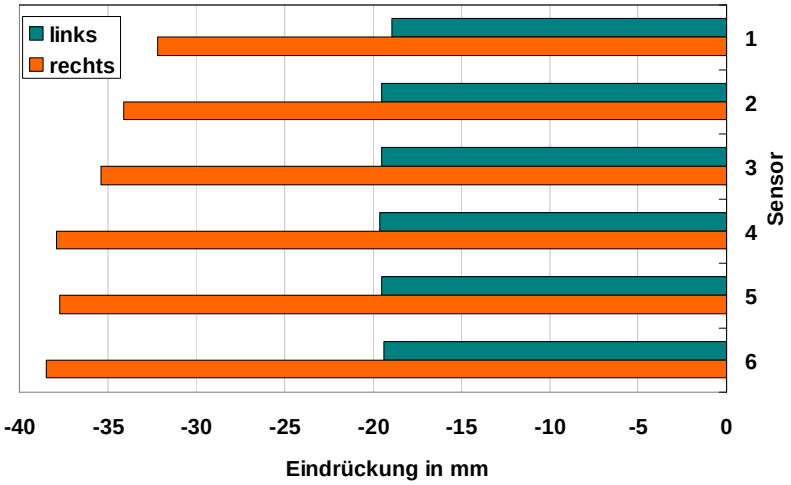

Abb. 8-25: Rippeneindrückungen im Simulationsmodell. Der Unterschied der linken und rechten Rippen ist mit dem Test 6929 vergleichbar.

Dabei wird deutlich, dass der Unterschied zwischen den linken und rechten Rippen in der Simulation ausreichend nachgebildet werden kann, dagegen zeigen die Rippen auf der linken, also unbelasteten Seite, im Gegensatz zum Test keine nennenswerten Unterschiede an. Auf der rechten Seite werden jedoch auch in der Simulation die unteren Rippen mehr belastet. Abschließend ist zur Verdeutlichung noch einmal der verformte Thorax im Simulationsmodell dargestellt, siehe Abb. 8-26 (Eickhoff et al. 2011).

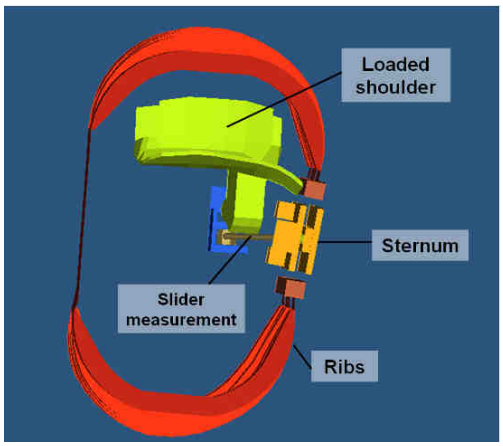

Abb. 8-26: Belasteter Thorax in der Simulation zur Verdeutlichung der ungleichmäßigen Thoraxdeformation, aus Eickhoff et al. (2011).

8.3 Vereinfachtes Eindrückungsmodell

Nachdem die Thoraxverformung in Simulation und Test dargestellt ist, soll im nächsten Schritt mit einem vereinfachten, zweidimensionalen Ansatz der Einfluss der Gurtkräfte F_{B3} und F_{B4} nun unter Berücksichtigung der Gurtgeometrie auf die Eindrückung dargestellt werden. Hierzu wird die im Abschnitt zuvor verwendete Simulationsumgebung weiter genutzt. Die Idee hierbei ist, eine fiktive eindrückungsrelevante Kraft $F_{Deflection}$ auf den Thorax zu berechnen und diese mit der Brusteindrückung zu vergleichen, siehe Abb. 8-27.

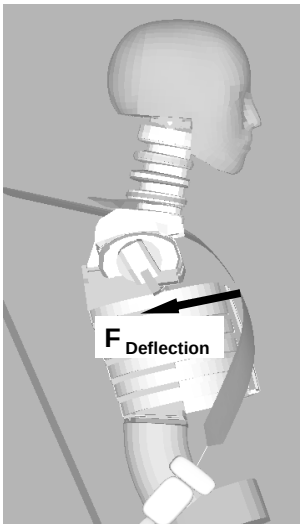

Abb. 8-27: Definition der eindrückungsrelevanten Kraft des Gurtes $F_{Deflection}$.

Fokussiert werden soll dabei auf den Einfluss der sich während eines Crashs ändernden Gurtgeometrie. Die Berechung der Kraft $F_{Deflection}$ erfolgt auf Grundlage folgender Vereinfachungen bzw. Randbedingungen:

1. Das Modell ist zweidimensional.
2. Es gibt einen festen Umlenkpunkt des Gurtes an der Schulter.
3. Die Kraft $F_{Deflection}$ ist, ebenfalls auf den Dummy bezogen, ortsfest, an einem Punkt angreifend und keine Flächenlast.

Im Simulationsmodell umgesetzt, bedeutet dies: Es wird zunächst ein Simulationslauf durchgeführt, anhand der dabei entstandenen Dummy- und Gurtkinematik werden die Punkte der Gurtumlenkpunkte an der Schulter und am Sternum bestimmt, ähnlich wie im Verfahren der resultierenden Brustbeschleunigung, vgl. hierzu Abb. 7-6. Die Punkte selbst sind auf den Dummy bezogen, d.h. sie bewegen sich bei der Bewegung des Dummys mit. Als Ausgabeerweiterung wird die Lage dieser Punkte über die Zeit bei den Dummyergebnissen mit ausgegeben. Zusätzlich wird eine weitere Ausgabe an der Gurtumlenkung am Schloss defi-

niert, auch hier wird die Lage des Punktes mit aufgezeichnet. Die letzte Änderung betrifft den Dummy selbst: Die Thoraxrotation wird mit dem Ziel sensiert, die Richtung der Eindrückung (d.h. den Rippenwinkel) bestimmen zu können. Im Folgenden ist nun der Ablauf der Berechnung veranschaulicht: In der Abb. 8-28 wird zunächst der Anteil der oberen Diagonalgurtkraft auf die Kraft $F_{Deflection}$ berechnet.

Dabei ist zu beachten, dass die hierzu verwendete Gurtkraft ungleich der Schultergurtkraft

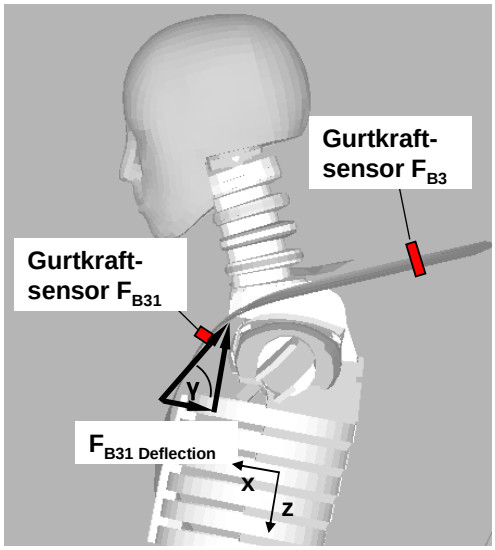

Abb. 8-28: Berechnung des Schultergurtkraftanteils F_{B31} auf die eindrückungsrelevante Kraft $F_{Deflection}$.

F_{B3} ist, vielmehr ist die Kraft zwischen dem Sternum und dem Schulterumlenkpunkt zu verwenden, die ab dieser Stelle als Gurtkraft F_{B31} bezeichnet wird. In Richtung der Rippen, d.h. für die Eindrückung relevant, berechnet sich damit die Kraft des oberen Diagonalgurtes gemäß

$$F_{31\,Deflection} = F_{B31} \cdot \cos\gamma\,. \tag{5}$$

In gleicher Weise ist auch der Anteil des unteren Diagonalgurtes darstellbar, siehe hierzu Abb. 8-29. Die Kraft berechnet sich aus

$$F_{4\,Deflection} = F_{B4} \cdot \cos\beta\,. \tag{6}$$

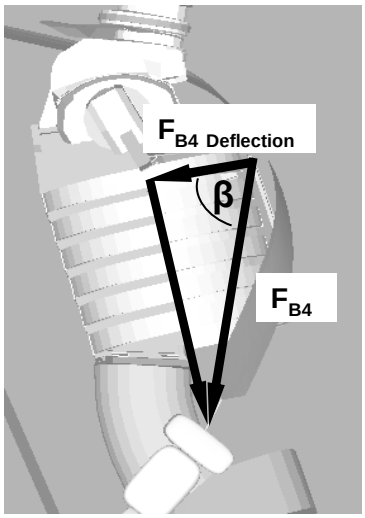

Abb. 8-29: Berechnung des Anteils der unteren Diagonalkraft F_{B4} auf die eindrückungsrelevante Kraft $F_{Deflection}$.

Die für die gurtinduzierte Eindrückung verantwortliche Gesamtkraft ist dann die Summe der der beiden Teilkräfte,

$$F_{Deflection} = F_{B31\,Deflection} + F_{B4\,Deflection} \,. \tag{7}$$

Im Folgenden ist dargestellt, wie sich die Winkel γ und β während des Frontalcrashs ändern. Benutzt wird hierzu weiterhin die Simulationsumgebung S02QF. In der Abb. 8-30 sind beide Winkel über die Zeit angegeben.

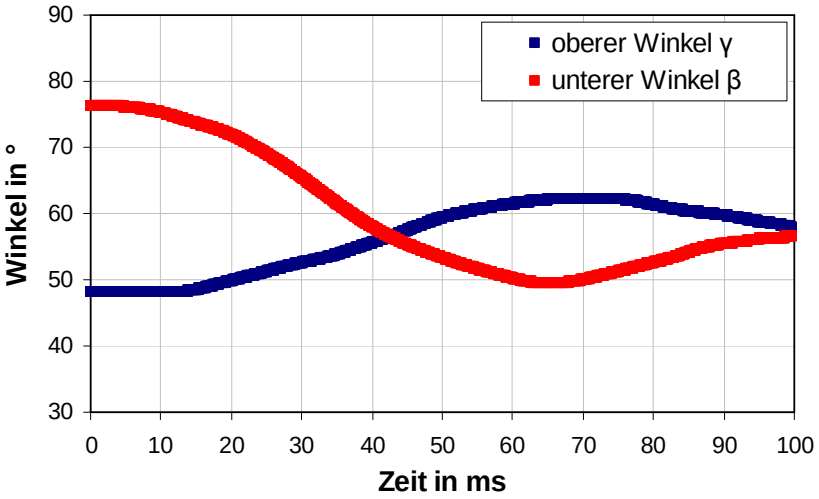

Abb. 8-30: Änderung der Winkel in der Simulation eines Frontalcrashs. Der Winkel γ wird hierbei größer, β dagegen kleiner.

Es zeigt sich, dass der Winkel γ größer, der Winkel β kleiner wird. Aus der Geometrieüberlegung heraus wird somit deutlich, dass mit zunehmender Vorwärtsbewegung des Dummys die Wirkung der Gurtkraft des oberen Schultergurtes bezogen auf die relevante Eindrückung abnimmt, die untere Gurtkraft F_{B4} jedoch in ihrer Wirkung verstärkt wird. In der Abb. 8-31 sind die berechnete Gesamtkraft $F_{Deflection}$ und die beiden Kraftanteile dargestellt. In dem hier untersuchten Fall hat die vom unteren Diagonalgurt stammende Kraft $F_{4\ Deflection}$ (rot) zunächst einen geringen Anteil an der Gesamtkraft, ab ca. 40 ms wird sie jedoch dominant. Der wirksame Kraftanteil des oberen Gurtsegments (blau gezeichnet) fällt dagegen leicht ab.

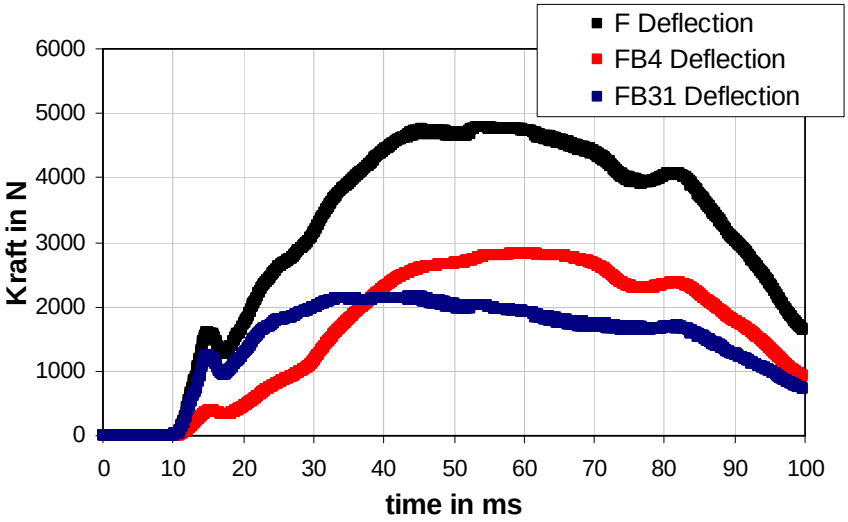

Abb. 8-31: Gesamtkraft $F_{Deflection}$, außerdem dargestellt sind die beiden Einzelkräfte $F_{B4Deflection}$ und $F_{B31\ Deflection}$.

Die Prüfung des Berechungsmodells für die Gesamtkraft $F_{Deflection}$ kann dabei nur in der Simulation und nicht im Test erfolgen, da sich zum einen die Gurtkraft am neu definierten Messpunkt B_{31} mittels Gurtkraftaufnehmer nicht bestimmen lässt, zum anderen eine Nachverfolgung der fiktiven Umlenkpunkte am Dummy zwar nicht unmöglich ist, sich jedoch nicht trivial gestaltet (eine Analyse wäre hierbei nur über eine Filmauswertung möglich). Aus diesem Grund wird der Zusammenhang zwischen Kräften und der Brusteindrückung als Validierung der Berechnungsmethodik herangezogen. In der Abb. 8-32 sind hierzu die Schultergurtkraft F_{B3}, die untere Kraft im Diagonalgurt F_{B4} und die für die Eindrückung relevante Kraft des Gurtes auf den Thorax $F_{Deflection}$ über der Brusteindrückung (Slidermessung) aufgetragen. Nach einer im Abschnitt 8.1.1 erklärten Kraftüberhöhung zu Beginn zeigt das Ergebnis einen fast linearen Zusammenhang zwischen der Kraft $F_{Deflection}$ und der Ein-

drückung, die schlechteste Korrelation ergibt sich bei den gewählten Randbedingungen zwischen der Schultergurtkraft und der Brusteindrückung (grüne Kurve).

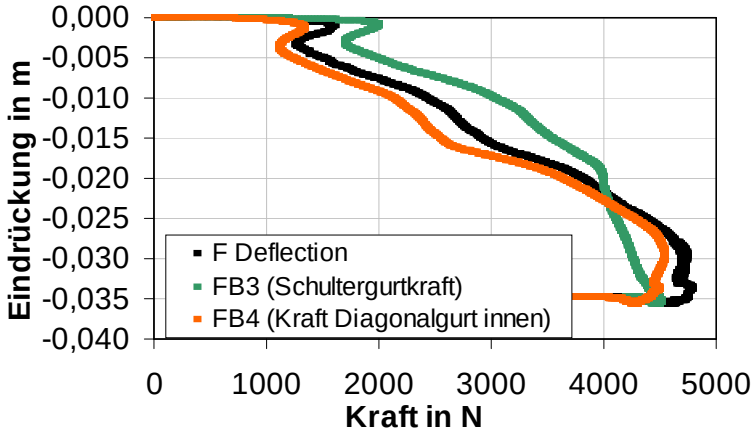

Abb. 8-32: Brusteindrückung über verschiedene Kräfte. Die errechnete Kraft $F_{Deflection}$ zeigt einen fast linearen Zusammenhang zwischen Kraft und Eindrückung.

8.4 Optimierung der Schlosskopfkinematik

Mit dem Wissen des vorherigen Abschnitts wird nun gezeigt, wie sich die Schlosskopfkinematik ändern lässt, um die Eindrückung zu verringern. Die Zielsetzung ist hierbei, dass beide Kraftanteile der Gesamtkraft $F_{Deflection}$ in vergleichbarer Größenordnung liegen. In der Abb. 8-33 ist dazu der Berechnungsablauf dargestellt, der mithilfe der Simulationsergebnisse im vorherigen Abschnitt beispielhaft veranschaulicht wird.

Vergleich der Kraft $F_{B31Deflection}$ mit $F_{B4Deflection}$.

Der erste Schritt der Berechnung besteht aus einem Vergleich der Kräfte $F_{B31Deflection}$ und $F_{B4Deflection}$. In der Abb. 8-31 ist dieser dargestellt; dabei zeigt sich, dass die Kraft $F_{B4Deflection}$ dominiert.

Vergleich der Winkel γ und β.

Der Abb. 8-30 kann entnommen werden, dass die Schlosskopfkinematik verbessert werden könnte. Der Winkel β ist ab etwa 42 ms deutlich kleiner als der Winkel γ, und damit verbunden beeinflusst die untere Diagonalkraft die Brusteindrückung entscheidend.

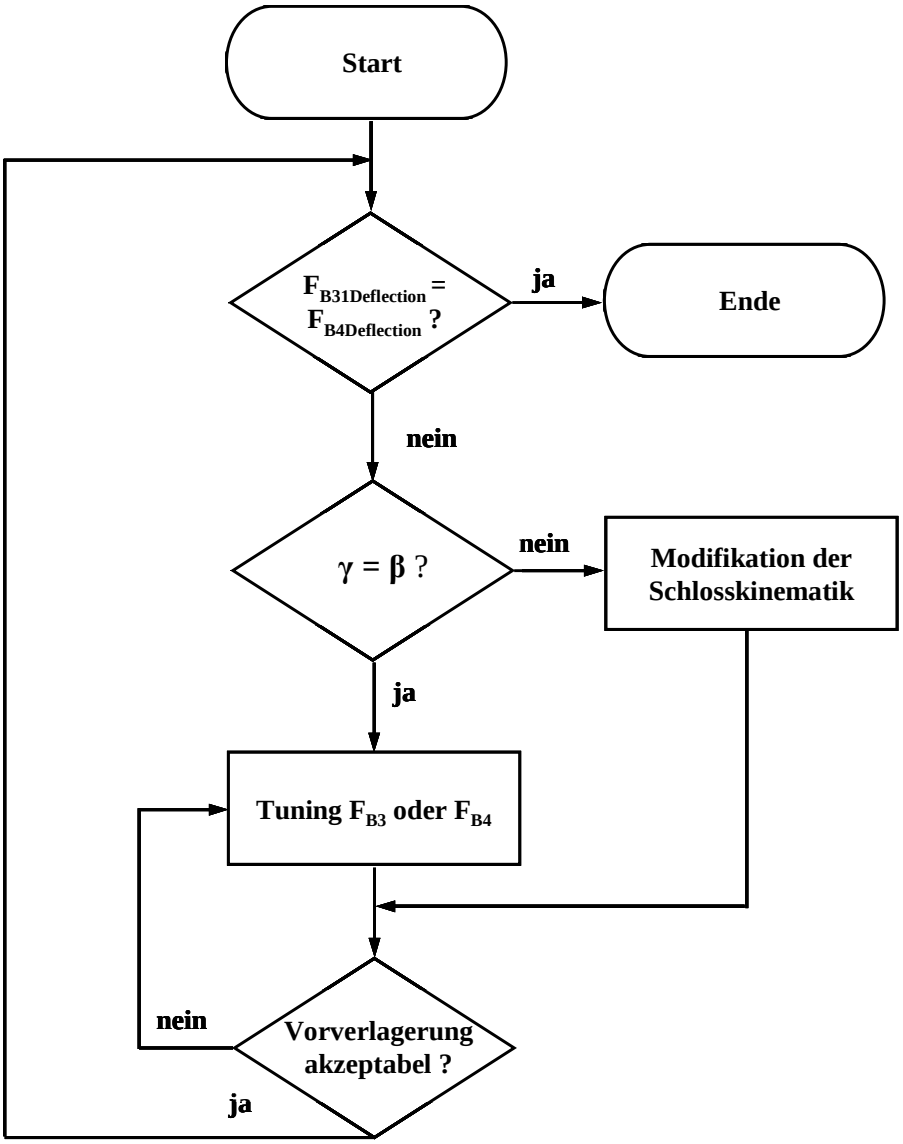

Abb. 8-33: Berechnungsablauf mit dem Ziel der Reduktion der Brusteindrückung mithilfe einer Verbesserung der Schlosskopfkinematik.

Modifikation der Schlosskopfkinematik.

Zur Verbesserung der Schlosskopfkinematik wird eine Rückrechnung durchgeführt, d.h. es wird mithilfe der Simulationsergebnisse eine Schlosskopfbahnkurve aus einem vorgegebenen Winkel β erzeugt, siehe Abb. 8-34. Zunächst entspricht der Winkel β (bis etwa 42 ms) dem ursprünglichen Simulationsergebnis, danach jedoch soll er mit dem Winkel γ identisch sein.

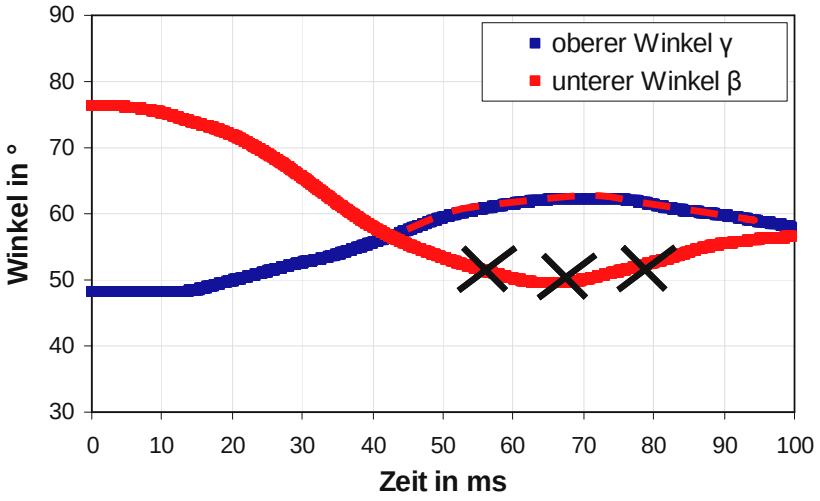

Abb. 8-34: Änderung des Winkels β ab ca. 42 ms mit dem Ziel, die Schlosskopfkinematik zu verbessern.

Mit dem so definierten Winkel β lässt sich nun die notwendige Bahnkurve des Umlenkpunktes P3 angeben, siehe Abb. 8-35, sofern der Abstand zwischen den Umlenkpunkten P2 und P3 dem Abstand entspricht, der ursprünglich in der Simulation ermittelt worden ist. Eine Änderung dieses Abstandes hätte eine Kraftänderung zur Folge, was an dieser Stelle unerwünscht ist.

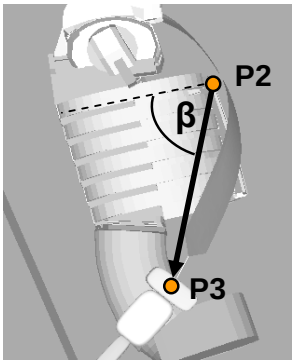

Abb. 8-35: Berechnung der Bahnkurve des Punktes P3. Der Abstand zwischen P2 und P3 entspricht zu jedem Zeitpunkt den ursprünglichen Simulationsergebnissen.

In der Abb. 8-36 werden als Ergebnis die Bahnkurven im Original und neu berechnet verglichen. Deutliche Unterschiede sowohl in x- als auch in y- Richtung sind erkennbar. Um später die Simulationsergebnisse im Test nachprüfen zu können, soll die errechnete Kurve an dieser Stelle mittels eines Kreisbogens approximiert werden. Dies kann sowohl in der Simulation als auch im Test durch Änderung der Halterlänge des Schlosses und des Rotationspunktes geschehen, siehe Abb. 8-37.

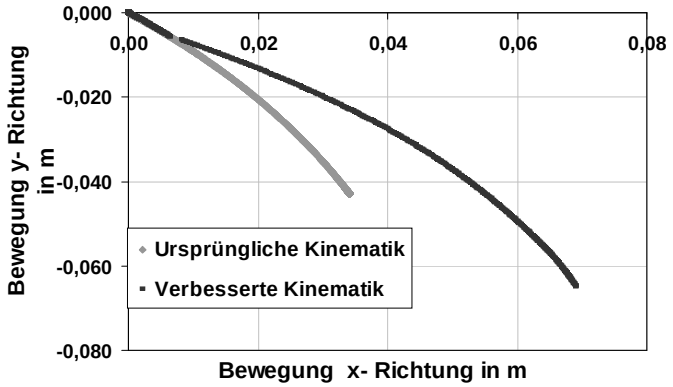

Abb. 8-36: Vergleich der ursprünglichen Bahnkurve mit der neu berechneten. Deutliche Unterschiede sind erkennbar.

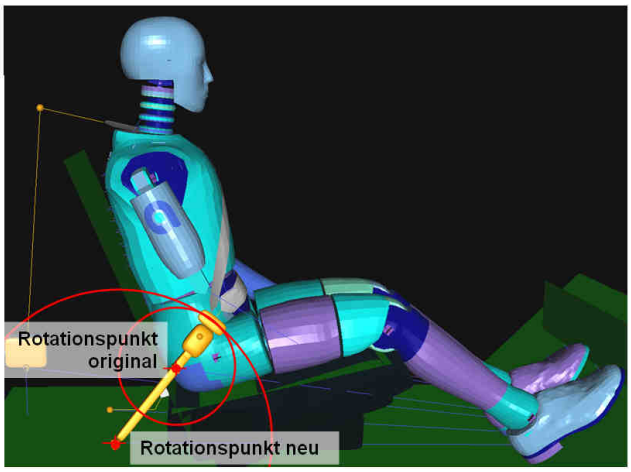

Abb. 8-37: Approximation der Bahnkurve mittels Änderung des Rotationspunktes und der Schlosshalterlänge.

Als Ergebnis dieser Maßnahme ergibt sich eine Reduktion der Brusteindrückung um 5mm. Im nächsten Schritt des Berechnungsablaufes folgt die Beurteilung der Vorverlagerung.

Überprüfung der Vorverlagerung.

Die Auswertung der Dummykinematik zeigt eine zu hohe Vorverlagerung des Thorax verglichen mit den Ergebnissen der Originalsimulation. Zum Zwecke der Vergleichbarkeit der Rückhaltung muss im nächsten Schritt die Rückhaltekraft angepasst werden.

Modifikation F_{B3} oder F_{B4}.

Um die Vorverlagerung zu reduzieren, wird die Schultergurtkraft mittels des Kraftbegrenzers im Gurtkraftautomaten um etwa 500 N angehoben.

Prüfung der Vorverlagerung.

Die Vorverlagerung ist durch die Anhebung der Schultergurtkraft akzeptabel reduziert, siehe Abb. 8-38.

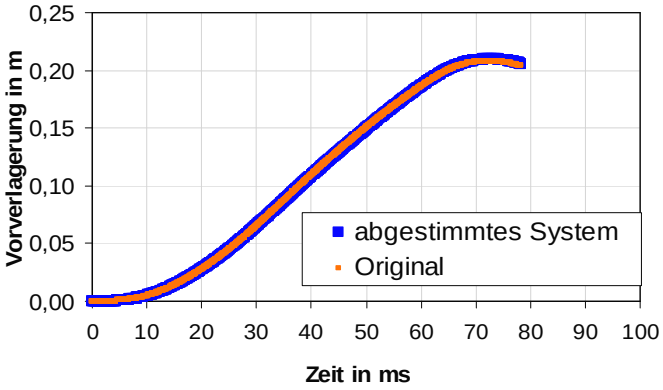

Abb. 8-38: Vergleich der ursprünglichen Thoraxvorverlagerung mit der Vorverlagerung nach der Abstimmung der Gurtkraft.

Als Ergebnis der Erhöhung der Schultergurtkraft reduziert sich der Benefit bezüglich der Eindrückung auf 4 mm.

Im nächsten Schritt ist zu prüfen, ob tatsächlich die Gurtkräfte $F_{B31\ Deflection}$ und $F_{B4Deflection}$ gleich groß sind. Damit ist dann der erste Berechnungsdurchlauf abgeschlossen.

Vergleich der Kraft $F_{B31Deflection}$ mit $F_{B4Deflection}$.

In dem hier untersuchten Fall ergibt sich noch eine Differenz beider Kräfte von 200 N, verglichen mit dem ursprünglichen Wert von etwa 1000 N zeigt sich also eine deutliche Verbesserung. Um das theoretisch mögliche Optimum zu erreichen, wäre demnach ein weiterer Berechnungslauf nötig, auf dessen Darstellung an dieser Stelle verzichtet wird. Vielmehr lässt sich schon jetzt aufzeigen, dass bei vergleichbarer Vorverlagerung ein relevanter Benefit bezüglich der Brusteindrückung durch eine Änderung der Schlossbewegung erreichbar ist.

Neben der Untersuchung des Rotationspunktes des Schlosses und den damit verbundenen Änderungen der Bahnkurve soll abschließend noch die Schlosskopfposition separat untersucht werden. Hierzu wird der untere Rotationspunkt gewählt, gleichzeitig aber die Halter-

länge gekürzt, siehe hierzu die Abb. 8-39, die den Unterschied der Schlosskopfposition zeigt. Dabei wird der effektive Umlenkpunkt des Gurtbandes in der Schlosszunge um 46 mm nach hinten (x-Richtung) und 57 mm nach unten (z-Richtung) verlegt.

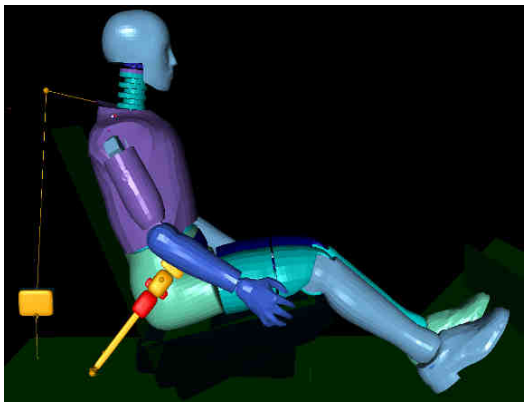

Abb. 8-39: Änderung der Schlosskopfhöhe, tieferer Schlosskopf ist rot eingefärbt.

Die Tab. 8-2 fasst das Simulationsergebnis tabellarisch zusammen. Die Brusteindrückung steigt bei der tieferen Schlosskopfposition um 3 mm, die Vorverlagerung des Oberkörpers ist vergleichbar, dagegen zeigt sich im Becken die Tendenz einer geringeren Vorverlagerung mit der tieferen Schlosskopfposition.

Im nächsten Schritt sollen die Erkenntnisse im Versuch dargestellt werden, um zu prüfen, ob sowohl die geänderte Schlosskopfkinematik als auch die Schlosskopfhöhe auch im Test die Brusteindrückung so beeinflusst, wie dies in der Simulation vorhergesagt worden ist.

Tab. 8-2: Brusteindrückung und Vorverlagerung mit beiden Schlosskopfpositionen im Vergleich.

Vergleich Schlosskopfposition						Ergebnisse			
Simulationslauf	Aufbau	Schlosskopfposition	Rotationspunkt Schloss	Kraftbegrenzung Schloss		Schultergurtkraft Maximum vor 75ms	Brusteindrückung Maximum vor 75 ms	Maximale Vorverlagerung Thorax	Maximale Vorverlagerung Becken
						kN	mm	mm	mm
Q22_long_rot_sensor	S02QF, Schloss modifiziert	hoch	tief	ohne		4,6	31	219	182
Q22_long_rot_lower_buckle	S02QF, Schloss modifiziert	tief	tief	ohne		4,6	34	220	179

8.5 Änderung der Schlosskopfkinematik im Schlittenversuch

Um den Einfluss der Schlossbewegung im Test zu zeigen, wurden 7 Versuche in der Versuchsumgebung V02 durchgeführt, vgl. auch weitere Hinweise im Anhang 8. Neben einem Referenzversuch (Test 6929), der bereits im Abschnitt 8.2.2 gezeigt wurde, ist bei den Versuchen der Schlossrotationspunkt variiert worden. Hierzu wurde der standardmäßig vorhandene Schlosshalter jeweils durch einen neuen Halter aus Flachstahl ersetzt. Darüber hinaus wurde die Schlosskopfhöhe in einem Versuch bei gleichem Rotationspunkt variiert. Zur besseren Übersicht ist die Versuchsmatrix in der Tab. 8-3 angegeben.

Tab. 8-3: Versuchsmatrix und Ergebnisse der Schlittenversuche zur Untersuchung des Einflusses der Schlosskopfkinematik auf die Brusteindrückung.

Versuchsmatrix					Ergebnisse			
Versuchsnummer	Versuchsaufbau	Schlosskopfposition	Rotationspunkt Schloss	Hinweise	Brusteindrückung max	Brustbeschleunigung a 3ms	Maximale Vorverlagerung Thorax	Maximale Vorverlagerung Becken
					mm	g	mm	mm
6929	V02	hoch	hoch		37	41,3	276	204
6930	V02	hoch	tief		31	42,3	311	208
6931	V02	tief	tief		33	41,2	291	214
6932	V02	hoch	tief+vorn		28	39,8	327	220
6933	V02	hoch	hoch		35	40,5	268	206
6934	V02	hoch	hoch	Modifiziertes Jacket	32	35,6	273	208
6935	V02	hoch	tief	Modifiziertes Jacket	26	37,6	290	213

Die Abb. 8-40 verdeutlicht die gewählten Schlosshalter- bzw. Schlosskopfpositionen, eine genaue Geometriebeschreibung ist ebenfalls dem Anhang 8 zu entnehmen. Die Versuche mit der Nummer 6934 und 6935 wurden mit aufgeschnittenem Jacket und demontierten Unterarmen durchgeführt und sind daher nur untereinander und nicht mit den anderen Versuchen zu vergleichen.

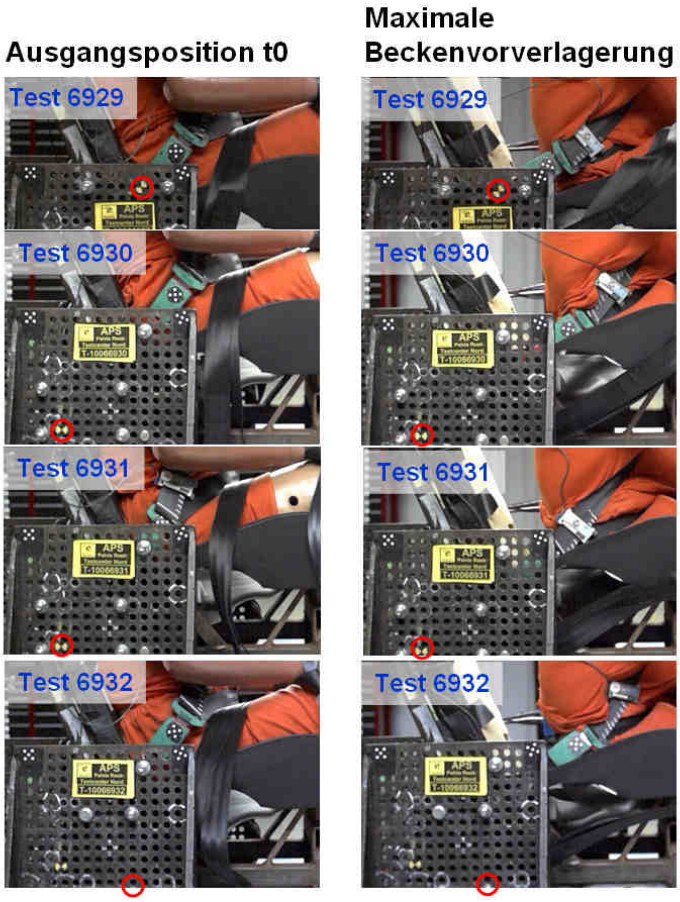

Abb. 8-40: Schlosskopfpositionen und Rotationspunkte bei den Versuchen, dargestellt bei t_0 (Ausgangsposition) und bei maximaler Vorverlagerung.

Die Ergebnisse bestätigen die Simulationsergebnisse des vorherigen Abschnitts. Die Analyse der Thoraxeindrückungen zeigt, dass im Vergleich zur Referenzgeometrie (Schlosskopfposition hoch, Rotationspunkt hoch) die Eindrückung mit Hilfe einer Verlegung des Rotationspunktes um 4-6 mm verringert werden kann, vgl. Test 6929 und 6933 mit dem Test 6930. Damit einhergehend ist eine Erhöhung der Vorverlagerung des Thorax, nicht aber des Beckens. Wird der Rotationspunkt weiter nach vorn verlegt, wie im Test 6932, so reduziert sich abermals die Eindrückung, hier gemessen mit 28 mm. Allerdings erhöht sich die Vorverlagerung des Thorax abermals, außerdem ist eine Erhöhung der Beckenvorverlagerung zu erkennen. Wie in der Simulation führt auch im Test die Tieferlegung des Schlosskopfes zu einer Erhöhung der Brusteindrückung, wie den Testergebnissen im Test 6931 zu entnehmen ist, siehe Tab. 8-3, wenn auch der Unterschied sehr klein ist und am Rande der Aussagefähigkeit der Messung liegt. Der Vergleich von Test 6929 mit dem Test 6933 zeigt eine ausreichende Reproduzierbarkeit der Versuche im Hinblick auf die Genauigkeit der Brusteindrückung, die

hier aufgenommene Differenz beträgt 2 mm. Die Tests mit dem modifizierten Jacket und den demontierten Unterarmen (Test 6934 und Test 6935) zeigen insgesamt eine geringere Brusteindrückung. Der Unterschied zwischen dem hohen und dem tiefen Rotationspunkt hinsichtlich der Eindrückung (6 mm) passt dabei zu den vorherigen Ergebnissen.
Abschließend werden die Unterschiede in der Thoraxeindrückung noch einmal mit Hilfe der Rib Eye-Sensoren verdeutlicht, siehe hierzu die Abb. 8-41

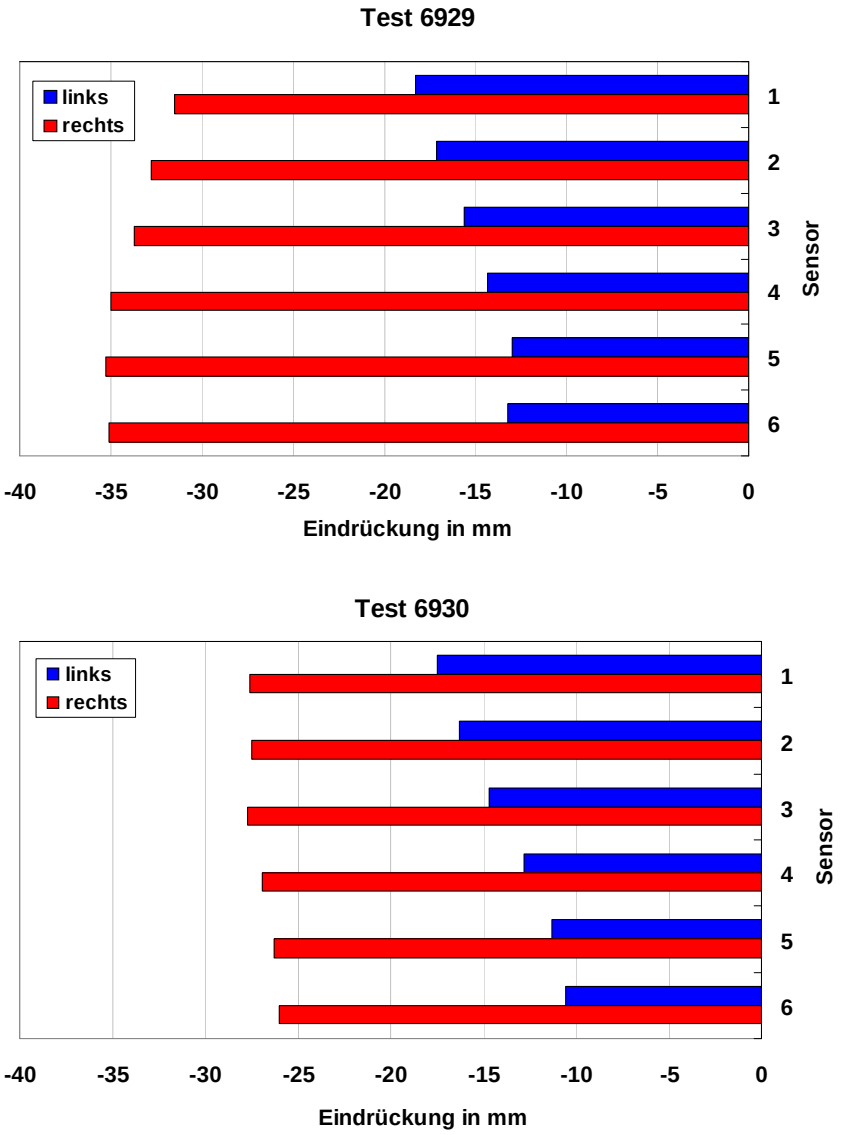

Abb. 8-41: Vergleich der Rippeneindrückung bei geändertem Rotationspunkt. Oben: Referenzversuch mit hohem Rotationspunkt. Unten: Tiefer Rotationspunkt.

.

Gezeigt sind die Eindrückungen im Test 6929 (Schlosskopfposition hoch, Rotationspunkt hoch) mit dem Test 6930 (Schlosskopfposition hoch, Rotationspunkt tief). Sehr deutlich erkennbar sind die Unterschiede in der Eindrückung zwischen der linken und der rechten Thoraxhälfte, hier ist die Differenz mit dem optimierten Rotationspunkt deutlich geringer. Ebenso lässt sich ein Unterschied im Vergleich der oberen zu den unteren Rippen erkennen. Ist im Referenzversuch 6929 die rechte Rippenhälfte im oberen Bereich geringer deformiert, so ist dies im Versuch 6930 umgekehrt.

8.6 Abschließende Untersuchungen zum Gurtumlenkpunkt Schlosszunge

Zum Abschluss des Kapitels werden noch zwei weitere Parameter bezüglich der Schlossrückhaltung untersucht, nämlich die Wirkungen eines am Schloss geteilten Gurtbandes und eines Schlosskraftbegrenzers.

Bei der Simulation des geteilten Gurtbandes gibt es keine Verbindung zwischen Diagonalgurt und Beckengurt. Vielmehr werden zwei -zu Beginn der Simulation übereinanderliegende- Schlösser mit gleichen Eigenschaften als Anbindungspunkt für den Diagonalgurt und den Beckengurt verwendet, siehe Abb. 8-42.

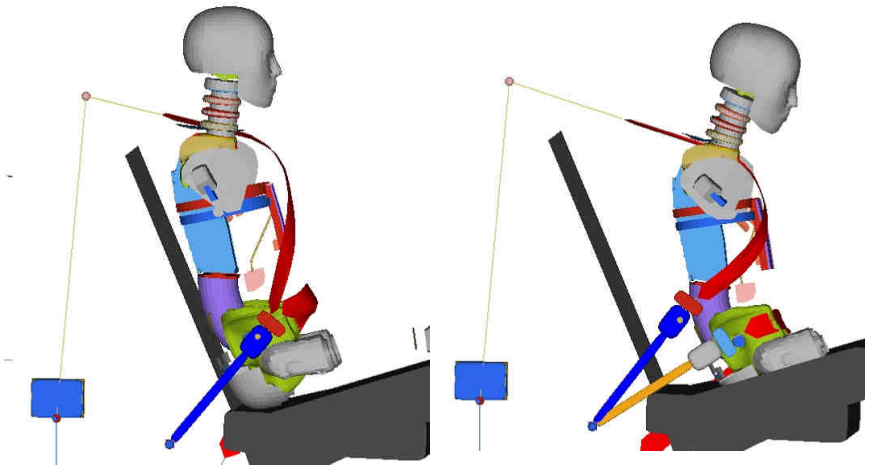

Abb. 8-42: Rückhaltung mittels zweier identischer Schlösser, hier dargestellt bei t = 0 ms und 50 ms.

Um eine nahezu identische Ankopplung zu erreichen, wird ein zusätzlicher Gurtstraffer am Endbeschlag verwendet. Die Straffcharakteristika beider Straffer sind so angepasst, dass die Gurtlose, die sowohl aus dem Diagonalgurt als auch aus dem Beckengurt gezogen wird, mit dem Standardgurtsystem vergleichbar ist. Zielsetzung hierbei ist ein ähnlicher Anstieg der

Gurtkräfte in allen Bereichen des Gurtes während der Ankopplungsphase, in diesem Fall also bis etwa 33 ms, siehe Abb. 8-43, in der die Kraft an der Schulter F_{B3} und am Endbeschlag F_{B6} vergleichend dargestellt ist. Das Ergebnis bezüglich der Thoraxeindrückung ist in der Abb. 8-44 gezeigt. Hier ist eine relevante Reduktion durch das geteilte Gurtband erkennbar. Weiterhin wird die Vorverlagerung des Dummybeckens im Vergleich zum Standardgurtsystem um etwa 30 mm reduziert. Darüber hinaus ist eine Erhöhung der Kräfte im Beckengurt feststellbar (Abb. 8-43).

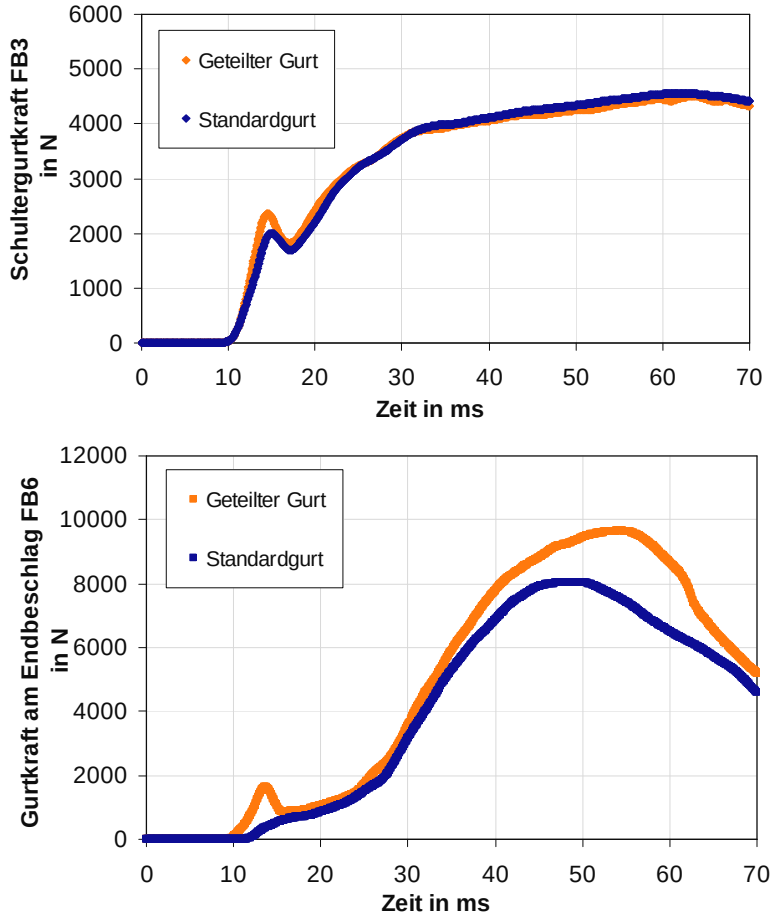

Abb. 8-43: Vergleich von Gurtkräften F_{B3} und F_{B6}, um vergleichbare Ankopplungsbedingungen zu gewährleisten. Dabei ist der Zeitbereich bis etwa 33 ms zu betrachten.

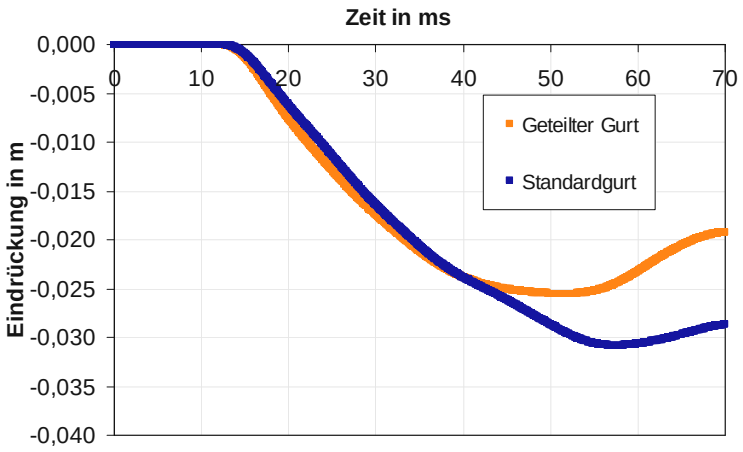

Abb. 8-44: Brusteindrückung mit Standardgurt und einem geteilten Gurtband. Eine deutliche Reduktion ist mit dem geteilten Gurtsystem erkennbar.

Die Auswirkungen einer Kraftbegrenzung am Schloss sind nachfolgend dargestellt. Zur Realisierung wird in der Simulation ein Kraftbegrenzungselement (Restraint Joint) in den Schlosshalter appliziert, siehe Abb. 8-45. Die Charakteristik (Kraft über Weg) ist dabei frei einstellbar. In der hier gezeigten Variante wurde die Schlosshalterkraft auf 9,4 kN begrenzt.

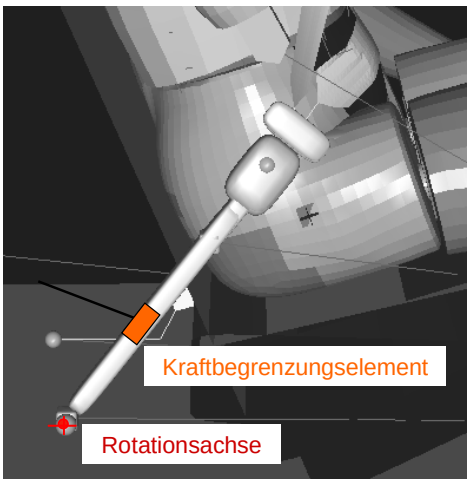

Abb. 8-45: Schloss mit zusätzlichem Kraftbegrenzungselement.

Die Abb. 8-46 zeigt den Kraft-Weg-Verlauf des Schlosshalters. Im Vergleich zum Referenzsystem konnte die Eindrückung um etwa 3 mm reduziert werden, wie der Abb. 8-47 zu entnehmen ist. Allerdings geht mit der Reduktion der Eindrückung eine Erhöhung der Vorverlagerung einher, wenn sie auch bei dieser Abstimmung der Kraftbegrenzung gering ist. Die Erhöhung beträgt sowohl für das Becken als auch für den Thorax jeweils 5 mm.

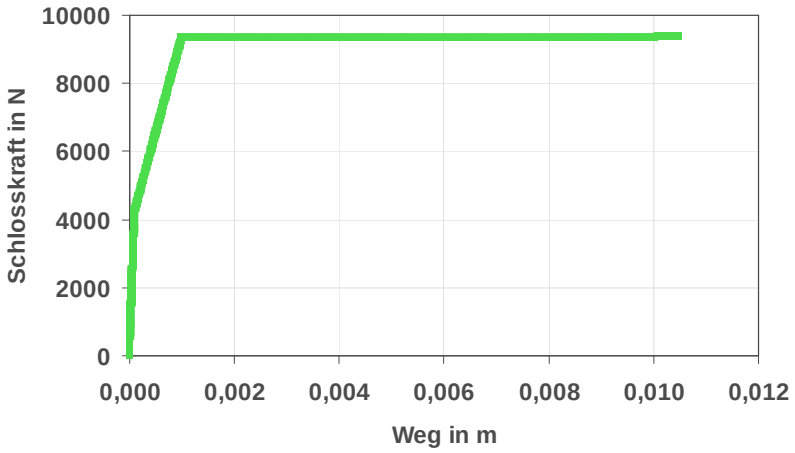

Abb. 8-46: Schlosshalterkraft dargestellt über den Kraftbegrenzungsweg. Zu den normalen Elastizitäten des Schlosses werden etwa 11 mm zusätzlich freigegeben.

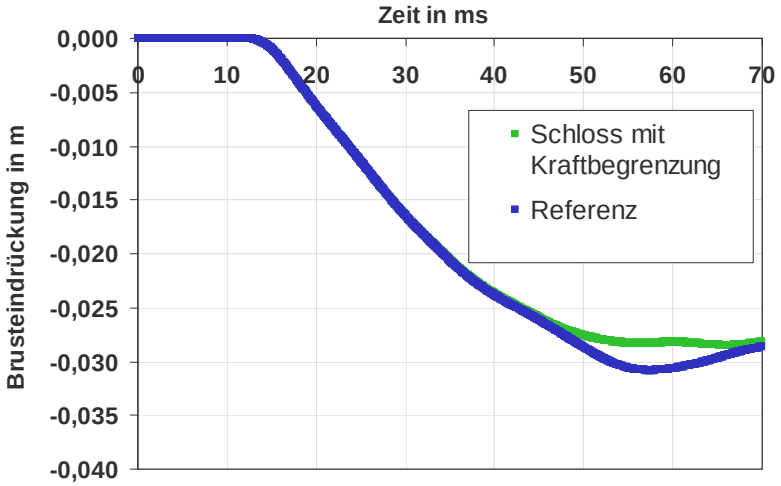

Abb. 8-47: Vergleich der Brusteindrückung mit und ohne Schlosskraftbegrenzung.

9 Optimierungsmöglichkeiten des Gurtsystems: Ergebnisdiskussion und Schlussfolgerungen

Im Kapitel 9 werden die Ergebnisse diskutiert, interpretiert und in einen fachlichen Gesamtzusammenhang gestellt. Hierzu wird im ersten Abschnitt mit den grundlegenden Ergebnissen begonnen, eine Diskussion zum Thema Thoraxbeschleunigung schließt sich an. Abschnitt 3 des 9. Kapitels befasst sich mit dem Thema Brusteindrückung.

9.1 Diskussion grundlegender Ergebnisse

Die im Kapitel 6 im Abschnitt 1 gezeigten Versuche der dynamisch ermittelten Gurtbanddehnung machen deutlich, dass das Gurtband nicht als starr angenommen werden kann. Vielmehr ist eine Längenänderung des Gurtbandes zu beachten, welche zu einer Erhöhung der Vorverlagerung des Insassen führt. Gleichzeitig ist aber auch der Rebound des Dummys von der Gurtbanddehnung beeinflusst, da diese neben einem plastischen auch einen elastischen Anteil enthält. Das bedeutet, dass der Rebound des Thorax nicht nur durch das Rückfedern des Beckens und der Entspannung des Brustkorbes bedingt ist, sondern insbesondere auch durch die Federeigenschaften des Gurtbandes. Es kann daher resümiert werden, dass von dem Rückfedern des Dummys nicht einfach auf die Steifigkeitseigenschaften des Dummys geschlossen werden darf.

Im Abschnitt 6.2 wird neben der Wichtigkeit von geringen Brustbelastungen für das Assessment in den USA (Abb. 6-3) und Europa (Abb. 6-4) ebenfalls deutlich, dass die Thoraxbeschleunigung in der Regel einen progressiven Verlauf hat (Abb. 6-5). Die Thoraxeindrückung hat ihr Maximum, über die Zeit betrachtet, Mitte bis Ende der Rückhaltephase, vgl. Abb. 6-6. Beide Belastungsgrößen sind aber nur schwach positiv korreliert, was der Abb. 6-7 zu entnehmen ist. Daraus folgt, dass diese einerseits einzeln zu betrachten sind und andererseits, dass Modifikationen, die am Rückhaltesystem zur Reduktion der Thoraxbelastung vorgenommen werden, nicht zwangsläufig zu einer Verbesserung beider Belastungswerte führen müssen.

Der Einfluss des Fahrzeugpulses auf die Thoraxbelastungswerte gestaltet sich unterschiedlich, vergleiche hierzu die Ergebnisse in Abschnitt 6.3. Ein annähernd linearer Zusammenhang lässt sich aus den Versuchsergebnissen zwischen dem Puls und der Thoraxbeschleuni-

gung erkennen (Abb. 6-9), hier dargestellt durch die Pulskenngröße OLC (vergleiche Erläuterung in Abschnitt 6.3). Dagegen existiert kein Zusammenhang zwischen dem Fahrzeugpuls und der Thoraxeindrückung, wie die Auswertung der Versuchsdaten in Abb. 6-10 zeigt. Mit Hilfe einer Simulationsuntersuchung mit konstant gehaltenen Rückhalteparametern konnte dagegen ein linearer Zusammenhang zwischen dem OLC und der Eindrückung nachgewiesen werden (Abb. 6-11). Diese Einschränkung, nämlich konstante Rückhalteparameter, ist bei Tests verschiedener Fahrzeuge nicht gegeben. Folglich führen die Rückhalteparameter als schwer zu kontrollierende Faktoren zu niedrigen Bestimmtheitsmaßen in realen Versuchen.

9.2 Brustbeschleunigung

Die im Abschnitt 7.1 beschriebenen Ergebnisse befassen sich zunächst mit den beiden Rückhaltekräften, nämlich der Kraft durch den Airbag und den Gurt auf den Thorax. Dies geschieht mithilfe eines Simulationsdummys (vergleiche Abschnitt 5.4). Dabei wird in der Abb. 7-2 deutlich, dass zum einen die Gurtkraft den größten Anteil an der Rückhaltewirkung hat, zum anderen diese -wie auch die Kraft durch den Airbag auf den Thorax- einen ansteigenden Verlauf hat. Folglich ist auch ein Anstieg der Summe aller Kräfte auf den Thorax während der Rückhaltung zu verzeichnen.

Die Beschleunigung wäre genau dann minimal, wenn die Summe aller Kräfte über die Rückhaltedauer konstant gehalten werden könnte, vgl. Gl. (2). Insbesondere durch die Änderung der Gurtgeometrie vergrößert sich jedoch während der Vorverlagerung die Kraftwirkung auf den Thorax, vgl. Abb. 7-4.

Der Einfluss der Gurtgeometrie auf die Gurtrückhaltekraft lässt sich durch eine vereinfachte Berechnung (Abb. 7-5 / Gl. (3)) darstellen und ist mithilfe der Simulation (Abb. 7-7) validiert. Dabei kann die resultierende Gurtkraft auf den Thorax überschlägig erfasst werden. Außerdem wird über die dargestellte Winkelbeziehung deutlich, wie sich während der Dummyvorverlagerung die Geometrie ändert (Abb. 7-8).

Darüber hinaus können Unterschiede in den Fahrzeuggeometrien einfach verglichen werden, wie dies in der Abb. 7-10. gezeigt ist.

Das progressive Verhalten der Gurtkräfte auf den Thorax während des Crashs ist hiermit vereinfachend erklär- wie auch beschreibbar.

Die im Abschnitt 7.3 gezeigten erzeugten Gurtkraftkurven dienen dem Zweck, eine möglichst konstante Thoraxbeschleunigung zu erzielen. Wie bereits beschrieben, sind dazu Kraft-Weg-Kennungen für den Gurtkraftbegrenzer mithilfe händisch gewählter Charakteristika genutzt worden. Dabei zeigt sich, dass ein für die Brustbeschleunigung als günstig anzusehender Schultergurtkraftverlauf stark degressiv ist, vgl. Abb. 7-12. Die Reduktion der Brustbeschleunigung ist in diesem Beispiel mit etwa 17 % erheblich, wenn bedacht wird, dass der identische Vorverlagerungsraum genutzt wird. Untersuchungen in anderen Fahrzeugumgebungen (vgl. hierzu Anhang 5) kommen zu ähnlichen Ergebnissen, die Kraftcharakteristika sind hierbei ähnlich degressiv.

Der Vergleich von HIII 5% und HIII 50% (vgl. Abb. 7-15) weist Unterschiede bezüglich einer optimierten Gurtkraftbegrenzungscharakteristik aus: Für den kleineren und leichteren Dummy ist der Kraftverlauf weniger degressiv, weiterhin ist das Kraftniveau geringer. Die Gründe hierfür liegen zum einen in der geringeren Masse, d.h. es sind geringere Kräfte für den HIII 5% notwendig, um die gleiche Beschleunigung wie beim HIII 50% zu erreichen. Zum anderen befindet sich der Dummy in einer weiter vorn liegenden Sitzposition gemäß der FMVSS 208. (NHTSA 2012). Das bedeutet, dass die im Abschnitt 7.2 beschriebenen Geometrieänderungen geringer ausfallen und damit die resultierende Gurtkraft auf den Dummy nicht ganz so stark ansteigt wie beim Dummy HIII 50%.

9.3 Brusteindrückung

Die Gleichung (4) im Abschnitt 8.1 ist als grundlegend anzusehen, beschreibt sie doch den allgemeinen Zusammenhang zwischen den Gurtkräften und der Gurtgeometrie auf der einen und der Thoraxdeformation auf der anderen Seite.

Zunächst zu den Gurtkräften. Hier führen zwei Versuchsaufbauten zu einem besseren Verständnis: Zum einen sind im Abschnitt 8.1.1 Standversuche dargestellt, vgl. hierzu Abb. 8-2. Diese Art des Versuches hat den Vorteil, dass es praktisch keine Geometrieänderungen gibt, die Eindrückung des Brustkorbes ist folglich lediglich eine Funktion der Gurtkräfte. Der Nachteil der Versuche liegt darin, dass durch den Straffvorgang nur vergleichsweise geringe Kräfte im Gurtsystem erzeugt werden. Die Abb. 8-3 zeigt Gurtkräfte, die sich während und unmittelbar nach dem Straffvorgang einstellen. Auffallend ist hierbei, dass zunächst ein Maximum insbesondere der Gurtkraft nahe dem Retraktor (F_{B1}), aber auch an der Messstelle im Bereich der Schulter (F_{B3}) auftritt. Mithilfe der Analyse des Gurtbandeinzuges am Retraktor (vgl. Abb. 8-4) lässt sich jedoch darstellen, dass hier keinesfalls eine für den Dummy rele-

vante Rückhaltekraft gemessen wird. Das ist daran erkennbar, dass noch Gurtband in den Retraktor eingezogen wird, während die Gurtkräfte gemäß Messung bereits wieder abfallen. Daher handelt es sich hierbei also um ein Maximum, was insbesondere durch die hohe Beschleunigung des Gurtbands, wie im Abschnitt 8.1.1 ausgeführt, verursacht wird. Ein Standversuch mit zusätzlicher Gurtlose (vgl. Abb. 8-6) zeigt nämlich ein vergleichbares Verhalten der Gurtkräfte (vgl. Abb. 8-8), obgleich hier das Gurtband praktisch kraftlos vom Gurtautomaten aufgerollt werden kann. Es kann also gefolgert werden, dass das erste Maximum in den Gurtkräften nicht für eine Beurteilung der Straffperformance herangezogen werden kann. Vielmehr ist diese anhand anderweitiger Kriterien zu beurteilen.
Darüber hinaus lässt sich den Standversuchen entnehmen, dass es offenbar Unterschiede zwischen einer äußeren Deformation des Thorax und der – mittels Brustpotentiometer des Dummys gemessenen – inneren Rippeneindrückung gibt. Auf diese Unterschiede wird im Verlauf der Ergebnisdiskussion noch einmal näher eingegangen. Abschließend kann man eine weitere Erkenntnis aus den Standversuchen ableiten, vgl. Tab. 8-1: Die gemessene Eindrückung folgt der tatsächlichen Belastung zeitlich versetzt. Das bedeutet für die Praxis, dass bei einer Analyse der Brusteindrückung die Belastung nicht nur während sondern auch kurz vor dem untersuchten Zeitpunkt mit betrachtet werden muss. Anders heißt dies aber auch, dass bei einem Aufstellen der Abhängigkeit von Belastungskraft und Eindrückung mit einem Erhöhen der Eindrückung zu rechnen ist, auch wenn die verursachenden Kräfte gar nicht weiter ansteigen. Das Verhalten kann also als viskos bezeichnet werden, vgl. Ausführungen in Fung (1993). Aufwändigere Modelle zur Thoraxsteifigkeitsbeschreibung, wie z.B. in Salzar et al. (2009) beschrieben, nutzen darauf basierende Berechnungsansätze.

Im Abschnitt 8.1.2 wird der Einfluss der unteren Diagonalgurtkraft F_{B4} auf die Brusteindrückung analysiert. Dabei kann zunächst allgemein anhand einer Simulationsuntersuchung gezeigt werden, dass die Beckenrückhaltung einen erheblichen Einfluss auf die Thoraxbelastung hat. Ein Referenzmodell wurde hierzu mit einem System verglichen, bei dem das Becken ideal angekoppelt ist, vgl. Abb.8-10. Dabei ist deutlich eine Reduktion der Thoraxeindrückung bei dem System mit idealisierter Beckenkopplung erkennbar (Abb. 8-11). Die Gründe hierfür liegen zum einen in einer anderen Dummykinematik, auf die innerhalb des Kapitels noch detailliert eingegangen wird, zum anderen in der Reduktion der unteren Diagonalgurtkraft, welche im Folgenden diskutiert wird.
In der Regel lässt sich in Frontalcrashversuchen feststellen, dass die untere Diagonalgurtkraft F_{B4} während der Kraftbegrenzungsphase ansteigt, oft erreicht sie dabei Werte, die über

der oberen Diagonalgurtkraft F_{B3} liegen, vgl. Abb. 8-12. Der Grund hierfür sind höhere Kräfte im Beckengurt. In Versuchen lässt sich beobachten, wie Gurtband aufgrund der Kraftdifferenz vom Diagonalgurt in den Beckengurt durch die Schlosszunge während der Kraftbegrenzungsphase durchrutscht, was zur Erhöhung der Kraft im unteren Diagonalgurt führt.
Der Einfluss der unteren Diagonalgurtkraft auf die Brusteindrückung des Dummys ist anhand von Schlittenversuchen dargestellt. Dabei wird eine Schlosszunge verwendet, die einen Durchzug des Gurtbandes nach dem Straffvorgang unterbindet, vgl. Abb. 8-13. Alle anderen Versuchsparameter werden bei den vergleichenden Versuchen konstant gehalten. Somit ist die Schultergurtkraft (Abb. 8-14) mit und ohne sich verriegelnde Schlosszunge vergleichbar, dagegen verringert sich, wie erwartet, die untere Diagonalgurtkraft F_{B4} erheblich (Abb. 8-15), was zu einer deutlichen Reduktion der gemessenen Thoraxeindrückung (Abb. 8-17) führt. Aus diesem Grund hat nach der Veröffentlichung der Ergebnisse im Jahr 2007 (Eickhoff et al. 2007) eine Entwicklung von sich verriegelnden Schlosszungen eingesetzt, erste Fahrzeuge sind seit 2011 damit ausgerüstet (interne Information Autoliv).
Die Betrachtung der Beckengurtkraft zeigt eine Erhöhung der Kraft mit der sich verriegelnden Schlosszunge, vgl. Abb. 8-16. Dies liegt darin begründet, dass kein Gurtbanddurchzug mehr während der Phase der kontrollierten Rückhaltung vom Diagonalgurt in den Beckengurt möglich ist. Darüber hinaus ist ein Anstieg der Scherkräfte am Lumbar Spine erkennbar. In wie weit dies auch beim Menschen der Fall wäre, lässt sich an dieser Stelle nicht beurteilen. Bekannt ist allerdings, dass schwere Verletzungen im Bereich der Lendenwirbelsäule im realen Unfallgeschehen wenig anzutreffen sind (Jakobsson et al. 2006), (King 1993). Ebenso ist eine Analyse von Verletzungsmechanismen bedingt durch die komplexe Anatomie der Lendenwirbelsäule als schwierig anzusehen, vgl. Ausführungen in King (1993). Ob Messungen an der Lendenwirbelsäule des Hybrid III Dummys (ausgeführt als vorgespanntes Gummielement) bezüglich der Biofidelität hinreichend genau genug sind, um Aussagen bezüglich des Verletzungsrisikos der Lendenwirbelsäule zu treffen, soll an dieser Stelle nicht weiter diskutiert werden. Vielmehr scheinen zu diesem Themenkomplex weitere Untersuchungen notwendig zu sein.

Der Abschnitt 8.2 befasst sich mit der tatsächlichen Thoraxeindrückung des Hybrid III Dummys durch den Diagonalgurt. Dabei wird anhand der Abb. 8-19 deutlich, dass neben den Rippen und dem Sternum des Dummys auch die Schulter belastet wird. Die Einleitung der Gurtrückhaltekraft in den Dummy findet also auch über starre Dummyteile statt. Die Abb. 8-20 zeigt, dass der Gurt nicht über alle Rippen läuft, vielmehr ist von einer eher ein-

seitigen Belastung der Rippen auszugehen. In dem hier gezeigten Fall werden die linken Rippen des Dummys nicht direkt durch den Gurt belastet.

Der im Abschnitt 8.1.1 gezeigte Unterschied zwischen der inneren und äußeren Eindrückung, wie in den Standversuchen beobachtet, kann anhand der Abb. 8-21 einfach erklärt werden. In diesem Schlittenversuch zeigt sich bei beginnender Belastung des Brustkorbes, dass sich zunächst das Dummyjacket, d.h. die gepolsterte Vinylaußenhaut, zusammendrückt, bevor die Metallstruktur des Dummythorax überhaupt mit Kraft durch den Gurt beaufschlagt und damit verformt werden kann. Allerdings verhilft auch ein Versuchsaufbau mit geöffnetem Jacket zu keiner Information über die tatsächliche Eindrückung der metallischen Thoraxstruktur des Dummys. Vielmehr ist es nötig, zusätzliche Messwerte aufzunehmen, wie dies z.B. mit Rib Eye Sensoren möglich ist, vgl. Abb. 8-22. Durch dieses optische Messverfahren lassen sich die Rippeneindrückungen an verschiedenen Orten der Rippen messen. In dieser Untersuchung wurde der Messort, wie in Yoganandan et al. (2009) vorgeschlagen, benutzt, um einen Vergleich mit den dort aufgenommen Werten zu ermöglichen. Weitere Untersuchungen, in der Versuchsumgebung 01 bei der Bundesanstalt für Strassenwesen (BASt) durchgeführt und von Eggers et al. (2011) publiziert, zeigen, dass der Ort der Messung von entscheidender Bedeutung für den Maximalwert der Eindrückung ist. Innerhalb dieser Untersuchung sind die Positionen jedoch konstant gehalten, da hier weniger auf die Ermittlung von Maximalwerten sondern vielmehr auf das Verhältnis der einzelnen Rippeneindrückungen zueinander fokussiert wird.

Die Abb. 8-23 zeigt als Beispiel das Ergebnis des Tests 6929 in der Umgebung V02. Zum einen wird der Unterschied zwischen der rechten und linken Rippenhälfte deutlich, was zu den geometrischen Überlegungen der Abb. 8-20 passt. D.h. deutlich erkennbar ist die geringere Eindrückung der Rippenhälfte, die nur indirekt belastet wird, in diesem Fall die linke Seite des Thorax. Zum anderen zeigen sich Unterschiede auch innerhalb einer Rippenseite, vgl. hierzu Abb. 8-24. Dabei sind die unteren Rippen der direkt mit Gurtkraft beaufschlagten Rippen stärker deformiert als die oberen, was für einen hohen Einfluss der unteren Diagonalgurtkraft F_{B4} spricht. Die unbelastete Rippenseite verhält sich dagegen umgekehrt.

Ein Vergleich mit der Simulation kann durch eine Positionierung einer Messung auf den Rippen bezüglich der Spinbox im Softwaredummy realisiert werden. In der Simulation des Tests ist, wie in Abb. 8-25 gezeigt, ebenfalls der Unterschied zwischen linken und rechten Rippen nachweisbar. Dagegen sind Unterschiede innerhalb einer Seite des Thorax zumindest für die indirekt belastete Seite nicht eindeutig interpretierbar.

Es lässt sich an dieser Stelle resümieren, dass die Belastung durch den Gurt zu einer ungleichmäßigen Eindrückung des Dummybrustkorbes führt, welche mithilfe der Rib Eye Sensoren dargestellt werden kann. Auch in der Simulation ist -mit dem hier gewählten Softwaredummymodell- zumindest der Unterschied zwischen direkt und indirekt belasteten Rippen darstellbar.

Im Abschnitt 8.3 ist ein vereinfachtes Eindrückungsmodell vorgestellt.
Zielsetzung dieses Modells ist die überschlägige Berechnung der eindrückungsrelevanten Gurtkraft auf den Dummythorax. Dabei werden, wie im Ergebniskapitel bereits beschrieben, drei Vereinfachungen gemacht:

1. Das Modell ist zweidimensional.
2. Es gibt einen festen Umlenkpunkt des Gurtes an der Schulter.
3. Die Kraft $F_{Deflection}$ ist, ebenfalls auf den Dummy bezogen, ortsfest, an einem Punkt angreifend.

Grund für die Vereinfachung ist die Überführung der tatsächlichen Verhältnisse in ein einfaches, ebenes Modell. Entgegen bisheriger Darstellungen z.B. UN (2011a) sind hierbei sowohl die obere und die untere Diagonalgurtkraft (F_{B3} und F_{B4}) berücksichtigt als auch die sich während des Crashs ändernde Geometrie. Die obere Diagonalgurtkraft F_{B3} wird in der Berechnung durch die Kraft F_{B31} ersetzt, um die Kraft nach der Umlenkung an der Schulter abzubilden, vgl. Abb. 8-28. Dieses Vorgehen ist allerdings nur in der Simulation mithilfe des FE-Gurtbandes möglich, hier lassen sich an den Knoten die Schnittkräfte bestimmen. Im realen Test läge der Gurtkraftaufnehmer auf dem Dummy auf und wäre durch den Kontakt auf Biegung beansprucht. Dies hätte eine fehlerhafte Messung zur Folge.
Darüber hinaus zeigt die Abb. 8-28 die vektorielle Darstellung der Kraft F_{B31}, mit deren Hilfe die Kraft $F_{B31\ Deflection}$ berechnet werden kann, vgl. hierzu auch Gleichung (5).
Im Gegensatz dazu kann die verformungsrelevante Kraft $F_{B4\ Deflection}$ direkt aus der unteren Gurtkraft F_{B4} berechnet werden, da das Gurtband sich hier nicht am Dummy umlenkt, vgl. Abb. 8-29 und Gl. (6).
Werden beide eindrückungsrelevanten Kräfte addiert, so lässt sich die durch den Gurt eingebrachte und für die Eindrückung relevante Gesamtkraft $F_{Deflection}$ berechnen, vgl. Gl. (7).
Interessant ist die Winkeländerung, die in der Abb. 8-30 dargestellt und aus einer Simulationsuntersuchung mit dem Modell S02QF durchgeführt ist. Hier kann nun die Geometrie der

eindrückungsrelevanten Gurtkräfte auf den Thorax und deren Änderung erfasst werden, die in der Gleichung (4) nur allgemein angegeben werden konnte. Bezüglich der Geometrieänderung zeigt sich, dass sich der obere Winkel γ während der Vorverlagerung vergrößert, der untere Winkel β während der Vorwärtsbewegung des Dummys verkleinert.

Das bedeutet, dass sich allein durch die Winkeländerung der obere Anteil der für die Eindrückung maßgeblichen Kraft $F_{B31\ Deflection}$ reduziert, dagegen der untere Anteil $F_{B4\ Deflection}$ bedingt durch den geometrischen Effekt erhöht. In der Abb. 8-31 sind nun die ermittelten Kräfte gemäß Gleichung (7) im genannten Simulationsmodell über die Zeit dargestellt. Wie erwartet, zeigt sich hier, dass zu Beginn des Crashs der Einfluss des Kraftanteils $F_{B31\ Deflection}$ relevanter für die Gesamteindrückung ist als der untere Anteil $F_{B4\ Deflection}$. Während des Crashs dreht sich dieses Verhältnis aber um, d.h. der untere Anteil $F_{B4\ Deflection}$ wird größer, der obere Anteil $F_{B31\ Deflection}$ kleiner.

Es kann an dieser Stelle gefolgert werden, dass ein großes Überschwingen, Störungen bei der Straffung oder ein zu spätes Loslaufen des Gurtkraftbegrenzers zu Beginn der Kraftbegrenzungsphase sich deutlich negativ auf die Eindrückung auswirken können, da zu diesem Zeitpunkt die Eindrückung maßgeblich von der oberen Diagonalgurtkraft abhängt.

Zur Prüfung der vereinfachten Berechnungsmethodik ist in der Abb. 8-32 der Zusammenhang zwischen der Schultergurtkraft F_{B3}, der unteren Diagonalgurtkraft F_{B4} und der berechneten Kraft $F_{Deflection}$ dargestellt. Hier zeigt sich zum einen, wie wenig geeignet die alleinige Nutzung der oberen Diagonalgurtkraft F_{B3} ist, die gurtinduzierte Eindrückung zu berechnen. Zum anderen lässt der Zusammenhang zwischen der eindrückungsrelevanten Kraft $F_{Deflection}$ und der im Dummy gemessenen Eindrückung erkennen, dass die vereinfachte Berechnung eine hinreichende Genauigkeit aufweist.

Der Abschnitt 8.4 beschreibt eine mögliche Methode in der Simulation zur Optimierung der Brusteindrückung durch Änderung der Schlosskopfkinematik bei gleichbleibender Dummyvorverlagerung. Zielsetzung ist dabei, dass die Kraftanteile $F_{B31\ Deflection}$ und $F_{B4\ Deflection}$ gleich groß sind, d.h. der Dummythorax möglichst homogen belastet wird. Dabei kann gemäß dem Berechnungsablauf in der Abb. 8-33 sowohl durch Änderung der Schlosskopfkinematik (Winkel β) als auch durch eine Anpassung der Gurtkräfte F_{B3} und F_{B4} die Belastung auf den Dummy optimiert werden. Die Gurtkraft F_{B3} ist durch eine Änderung der Gurtkraftbegrenzung im Retraktor einstellbar, die Gurtkraft F_{B4} kann durch Änderungen in der Beckenrückhaltung (z.B. Doppelstraffung, Kneebag, zusätzliches Kraftbegrenzungselement) modifiziert werden.

In dem hier gezeigten Beispiel mit dem Simulationsmodell S02QF wird zunächst eine Bahnkurve des Schlosses berechnet, in welcher der Winkel β ab ca. 42 ms die Werte des oberen Winkels γ annimmt, vgl. Abb. 8-34. Eine Randbedingung für die Kalkulation ist in der Abb. 8-35 dargestellt: Der Abstand des Angriffspunktes der Kraft $F_{Deflection}$ und des Schlossumlenkpunktes muss während der gesamten Vorverlagerung mit dem ursprünglichen Berechnungslauf identisch sein, eine Änderung führte nämlich zu einer Änderung der Gurtkraft, welche an dieser Stelle ausgeschlossen werden soll.
Die Abb. 8-36 zeigt eine Bahnkurve des Schlosses als Ergebnis der Berechnung. Diese wird – um die Ergebnisse auch einfach im Test darstellen zu können – einem Kreisbogen angenähert, vgl. Abb. 8-37. Nach Abstimmung des Systems auf eine vergleichbare Vorverlagerung des Oberkörpers (Abb. 8-38) durch eine Erhöhung der Schultergurtkraft lässt sich innerhalb des gezeigten Simulationsbeispiels eine Verringerung der mit dem Dummy gemessenen Eindrückung von immerhin 4 mm erreichen.
Als abschließende Simulationsuntersuchung wird die Änderung der Schlosskopfposition diskutiert. Hier wird, bei gleichem Rotationspunkt des Schlosses, der Halter verkürzt, vgl. Abb. 8-39. Dabei zeigt sich für die niedrigere Position eine Erhöhung der Eindrückung um 3 mm, gleichzeitig kann aber die Tendenz einer Verringerung der Thoraxvorverlagerung beobachtet werden, vgl. Abb. 8-42. Das bedeutet, dass eine zu tiefe Schlosskopfposition vermieden werden sollte, allerdings ist die Rückhaltewirkung des Gesamtsystems bezüglich der Dummyvorverlagerung zu beachten.

Die Auswirkungen der Änderung der Schlosskopfkinematik im Versuch sind im Abschnitt 8.5 dargestellt. Hier kann nachgewiesen werden, dass die in der Simulation gewonnenen Erkenntnisse auch im dynamischen Versuch zutreffen. Die Tab. 8-3 gibt hierzu einen Überblick über die durchgeführten Versuche. Dabei wurden als Parameter die Schlosskopfposition wie auch der Rotationspunkt des Schlosses variiert. Die Abb. 8-40 zeigt die Schlossgeometrie zu Beginn des Versuches und bei maximaler Beckenvorverlagerung.
Bezüglich der Brusteindrückung wird auch im Test deutlich, dass ein tiefer Rotationspunkt und damit die in der Simulation vorausberechnete Bahnkurve zu einer relevanten Reduktion der Thoraxeindrückung führt (Vergleich Test 6929, 6933 mit 6930; Vergleich Test 6934 mit Test 6935). Wie im Abschnitt 8.5 bereits ausgeführt, bewirkt die Absenkung des Schlosskopfes bei gleichem Rotationspunkt eine geringfügige Anhebung des Eindrückung, allerdings ist der Unterschied sehr klein und kann an dieser Stelle nur als Indiz für die Richtigkeit des Si-

mulationsergebnisses gelten, da bei derart kleinen Unterschieden eine deutlich höhere Anzahl von Versuchen notwendig wäre.

Die Abb. 8-41 zeigt das Messergebnis der Rib Eye Sensoren der Tests mit und ohne die optimierte Schlosskopfkinematik. Es wird deutlich, dass sowohl das Maximum kleiner wird und sich auch die Differenzen zwischen linker und rechter Rippenhälfte durch die Optimierung verringern. Ebenso sind die Differenzen auf der belasteten Rippenseite geringer. D.h. die Maßnahme hat zu einer geringeren und gleichmäßigeren Belastung des Dummybrustkorbes geführt. Dabei ist festzustellen, dass es zu untersuchen bleibt, ob eine gleichmäßigere Thoraxbelastung des Dummy auch zu einer gleichmäßigeren Eindrückung des menschlichen Brustkorbes führen würde und sich damit das Verletzungsrisiko reduzieren ließe. Eine nur auf den Hybrid III Dummy bezogene Belastungsoptimierung ist als kontraproduktiv anzusehen, vielmehr sollte in diesem Fall auf eine schnellere Entwicklung des Hybrid III Nachfolgers THOR fokussiert werden.

Der Abschnitt 8.6 beschließt die Untersuchungen. Zunächst wird in der Simulation die Auswirkungen eines geteilten Gurtbandes gezeigt, vgl. Abb. 8-42. Hierfür werden zwei identische Schlösser verwendet, die übereinander liegen. Das Gurtband ist geteilt und mit jeweils einem Schloss verknüpft. Um die Ankopplung nicht zu verändern und damit die Ergebnisse vergleichbar zu gestalten, ist die Straffung angepasst worden, sowohl durch das Hinzufügen eines Endbeschlagstraffers als auch durch die Neuabstimmung der Straffcharakteristika. Die Abb. 8-43 zeigt somit auch einen vergleichbaren Gurtkraftanstieg der Schultergurtkraft F_{B3} und der Gurtkraft am Endbeschlag F_{B6} bei der Analyse beider Gurtsystemvarianten. Erst innerhalb der Phase der kontrollierten Kraftbegrenzung laufen die Gurtkräfte F_{B6} auseinander, hier weist das geteilte System höhere Kräfte auf. Die Erklärung hierfür liegt auf der Hand: Ähnlich wie bei der blockierenden Schlosszunge kann kein Gurtband aus dem oberen Diagonalgurt in den Beckengurt gelangen, was zu einer Erhöhung der Gurtkraft führt. Umgekehrt wird der untere Bereich des Diagonalgurtes entlastet, was in der Verringerung der Brusteindrückung deutlich zu erkennen ist, vgl. Abb. 8-44.

Abschließend ist noch die Wirkung eines Schlosskraftbegrenzers zu diskutieren. Dieser ist gemäß Abb. 8-45 als kraftbegrenzendes Element in den Schlosshalter integriert. Die in der Abb. 8-46 angegebene Charakteristik ist so eingestellt, dass die Kraftbegrenzung genau dort stattfindet, wo das Referenzsystem ohne Schlosskraftbegrenzer die maximale Brusteindrü-

ckung hat, vgl. Abb. 8-47. Dieser Abbildung ist ebenfalls zu entnehmen, dass sich die Eindrückung durch das zusätzliche Kraftbegrenzungselement im Schlosshalter reduzieren lässt, was nicht sonderlich verwundert. Vielmehr ist es wichtig, dass durch zusätzliche Kraftbegrenzungselemente die Vorverlagerung des Insassen erhöht wird und dies -je nach gewählter Kraftbegrenzung- bezüglich der Airbagabstimmung und eines möglichen Knieanpralls an der Instrumententafel kritisch sein kann. In diesem Fall ist eine Verbesserung der Ankopplung vorzusehen, um die zusätzlich entstehende Vorverlagerung mittels geeigneter Gurtstraffung bereits in der Ankopplungsphase kompensieren zu können.

10 Zusammenfassung und Ausblick

Nach wie vor stellen Thoraxverletzungen im Frontalcrash den größten Anteil an relevanten Verletzungen dar. Um die Belastung des Brustkorbes mehr in den Mittelpunkt der Bewertung in den Verbraucherschutztests zu stellen, sind Änderungen dieser Tests in der Diskussion (Europa) oder bereits durchgeführt worden (USA). Leider werden die Zusammenhänge zwischen der Rückhaltekraft des Gurtes auf der einen und der Belastung des Brustkorbes auf der anderen Seite zum Teil noch immer nur unzureichend dargestellt.

Die vorliegende Untersuchung setzte sich daher mit einer sinnvollen Beschreibung gurtinduzierter Belastung des Thorax ebenso auseinander wie mit Möglichkeiten, bei gleichem Vorverlagerungsweg des Insassen die Belastung auf den Thorax weiter zu reduzieren.

Durch einfache geometrische Überlegungen konnte gezeigt werden, dass trotz konstanter Gurtkraftbegrenzung die Belastung auf den Insassen zunimmt, was in einem Anstieg der Brustbeschleunigung erkennbar ist. Innerhalb der Arbeit wurde ein Verfahren vorgestellt, mit dem unterschiedliche Fahrzeuggeometrien im Hinblick auf die Rückhaltewirkung des Gurtsystems auf den Oberkörper verglichen werden können. Hierzu wurde eine überschlägige Berechnung der Rückhaltekraft des Gurtes auf den Brustkorb vorgenommen.

Zur Reduktion der Brustbeschleunigung wurden optimierte Gurtkraftbegrenzungscharakteristika in verschieden Fahrzeugumgebungen untersucht, Unterschiede zwischen Dummy Hybrid III 50% und dem Dummy Hybrid III 5% sind ermittelt worden.

Der Hauptteil der Arbeit liegt allerdings in der Beschreibung der Thoraxeindrückung. Hier konnte mithilfe von Simulationsuntersuchungen, Standversuchen und dynamischen Schlittentests der Zusammenhang zwischen Gurtkräften und der Eindrückung detailliert beschrieben werden. Untersuchungen mit neuartigen optischen Sensoren (Rib Eye), Standversuchen und dynamischen Versuchen mit aufgeschnittenem Dummyjacket zeigen Unterschiede zwischen der äußeren und inneren und auch der gemessenen Eindrückung auf. Wichtiger ist jedoch, dass die Gurtbelastung zu einer unsymmetrischen Eindrückung der Rippen und des Sternums führt.

Um die resultierende und eindrückungsrelevante Gurtkraft auf den Thorax zu ermitteln, wurde ein Berechnungsmodell entwickelt und validiert. Dabei wurde neben geometrischen Überlegungen die Relevanz der unteren Diagonalgurtkraft deutlich. Die Entwicklung von verriegelnden Schlosszungen, die seit dem Jahr 2011 in Fahrzeugen anzutreffen sind, geht u.a. auf die hier gezeigten und bereits im Jahr 2007 publizierten Ergebnisse bezüglich der Reduktion der unteren Diagonalgurtkraft zurück. Darüber hinaus kann resümiert werden, dass bisherige Berechnungsansätze, die nur auf der Verwendung der oberen Diagonalgurtkraft beruhen, nicht geeignet sind, die tatsächlichen Verhältnisse darzustellen.

Mithilfe des erarbeiteten Berechnungsmodells zur Thoraxeindrückung wurde eine optimierte Schlosskinematik berechnet, deren Vorteil bezüglich einer gleichmäßigeren und geringeren Thoraxbelastung sowohl in der Simulation als auch in dynamischen Versuchen durch Änderung von Schlosshaltern bewiesen werden konnte. Weiterhin wurde die Wirkung zusätzlicher Kraftbegrenzungselemente im Gurtsystem untersucht.

In dieser Arbeit ist es gelungen, die gurtinduzierte Thoraxbelastung besser als bisher zu beschreiben und zu optimieren. Es bleibt allerdings zu überprüfen, ob die gewonnenen Erkenntnisse und Optimierungen hinsichtlich einer homogeneren Deformation des Dummythorax auch in realen Unfällen zu einer Verringerung des Verletzungsrisikos bei Menschen führen würden.

Anhang 1

Beschreibung der generischen Testumgebung und Validierung der Simulationsmodelle

Im Anhang 1 werden sowohl die Testumgebung als auch die Simulationsumgebungen näher beschrieben.

Zunächst ist die Geometrie der Testumgebung V01 dargestellt, siehe hierzu die Abb. A1-1 und Abb. A1-2.

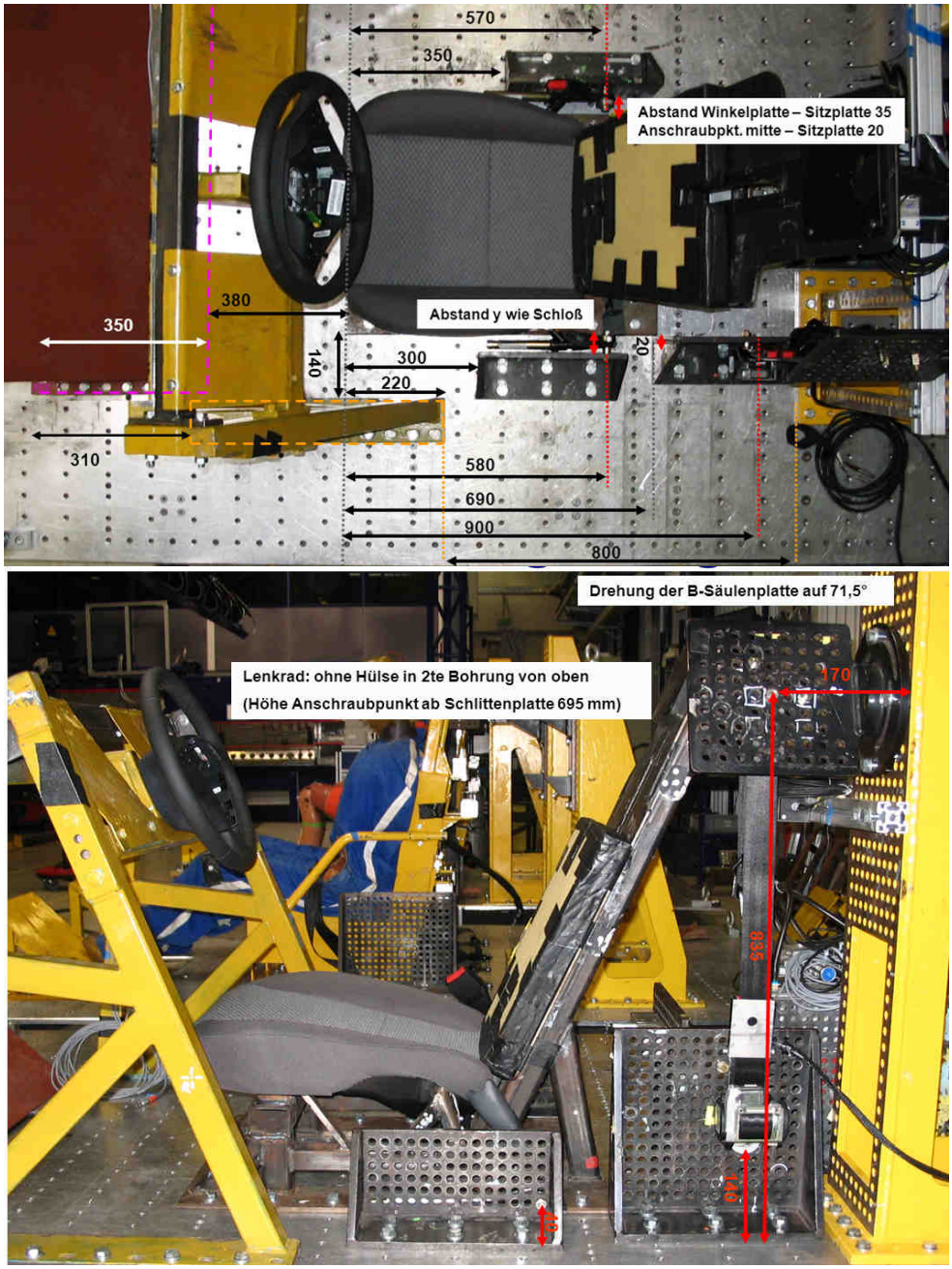

Abb. A1-1: Geometrie der Testumgebung V01.

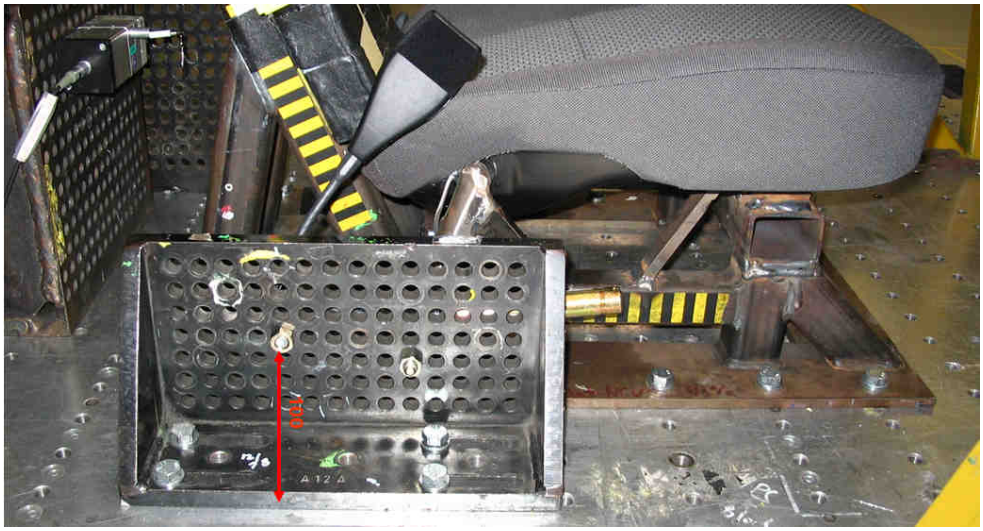

Abb. A1-2: Geometrie der Testumgebung V01, Schlossanbindung.

Die Abb. A1-3 zeigt die Simulationsumgebung S01E, in der der Standard Ellipsoid Dummy benutzt worden ist.

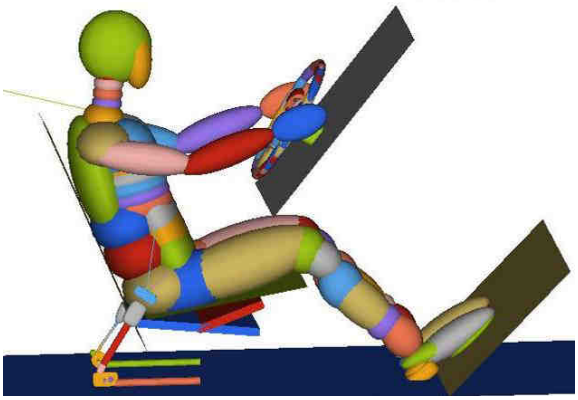

Abb. A1-3: Simulationsmodell S01E.

Die Validierung erfolgte anhand von 3 Lastfällen:

- US Puls mit Einfachstraffung (siehe Abb. A1-4)
- Euro NCAP Puls mit Einfachstraffung (siehe Abb. A1-5)
- Euro NCAP Puls mit Doppelstraffung (siehe Abb. A1-6)

Die hierzu verwendeten generischen Fahrzeugpulse sind der Abb. A1-7 zu entnehmen.

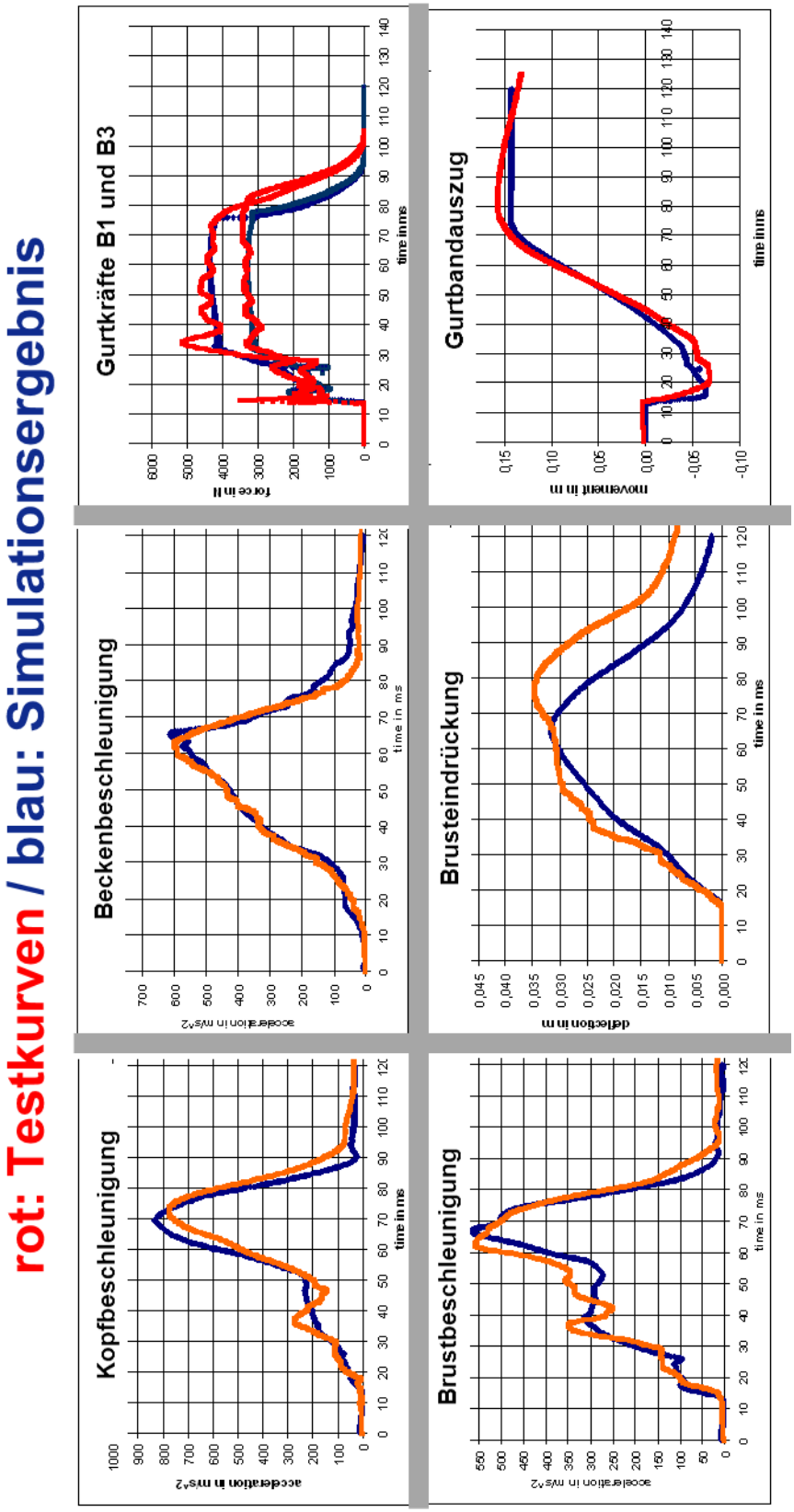

Abb. A1-4: Validierung des Simulationsmodells mit US Puls und Einfachstraffung.

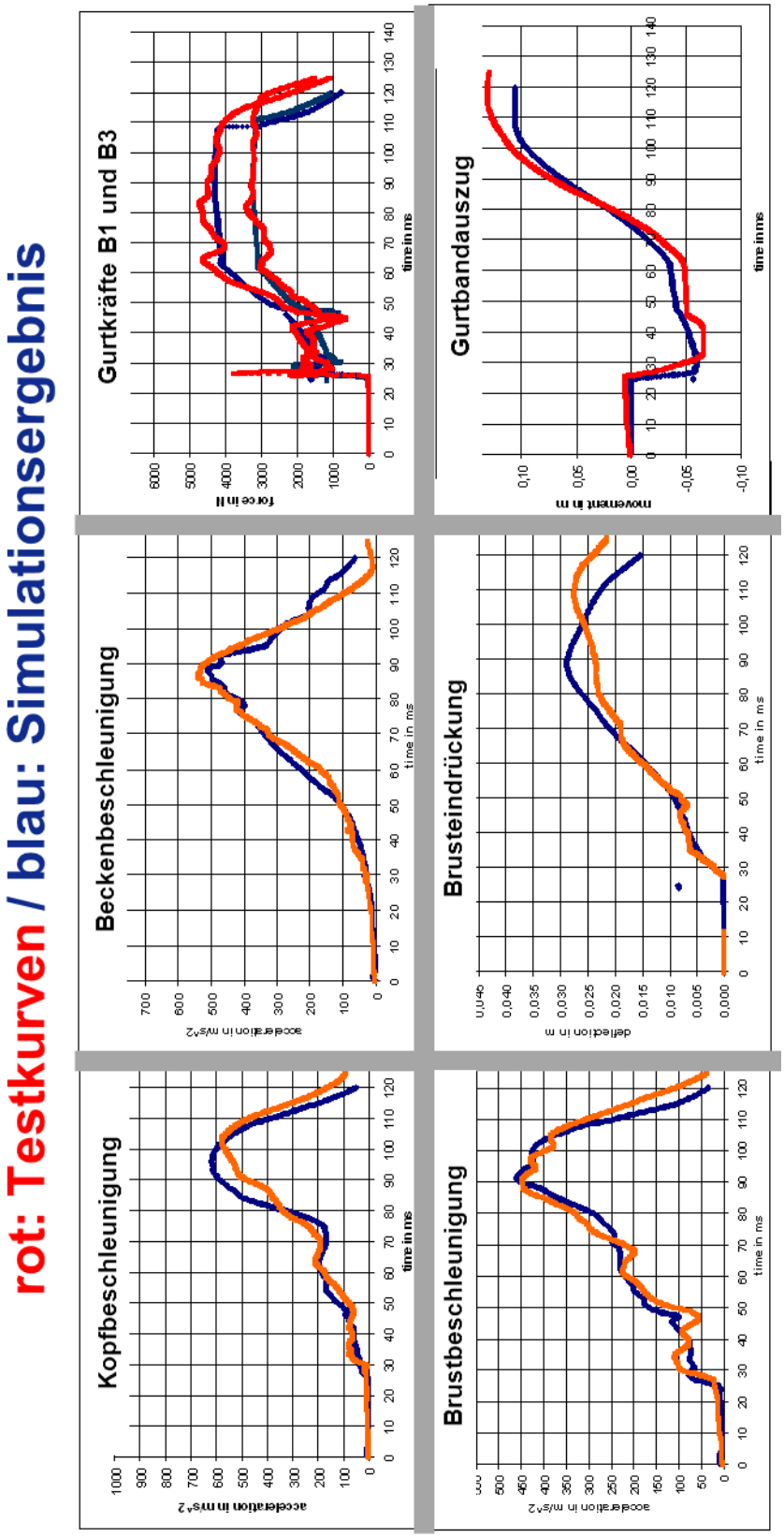

Abb. A1-5: Validierung des Modells mit einem Euro NCAP Puls und Einfachstraffung.

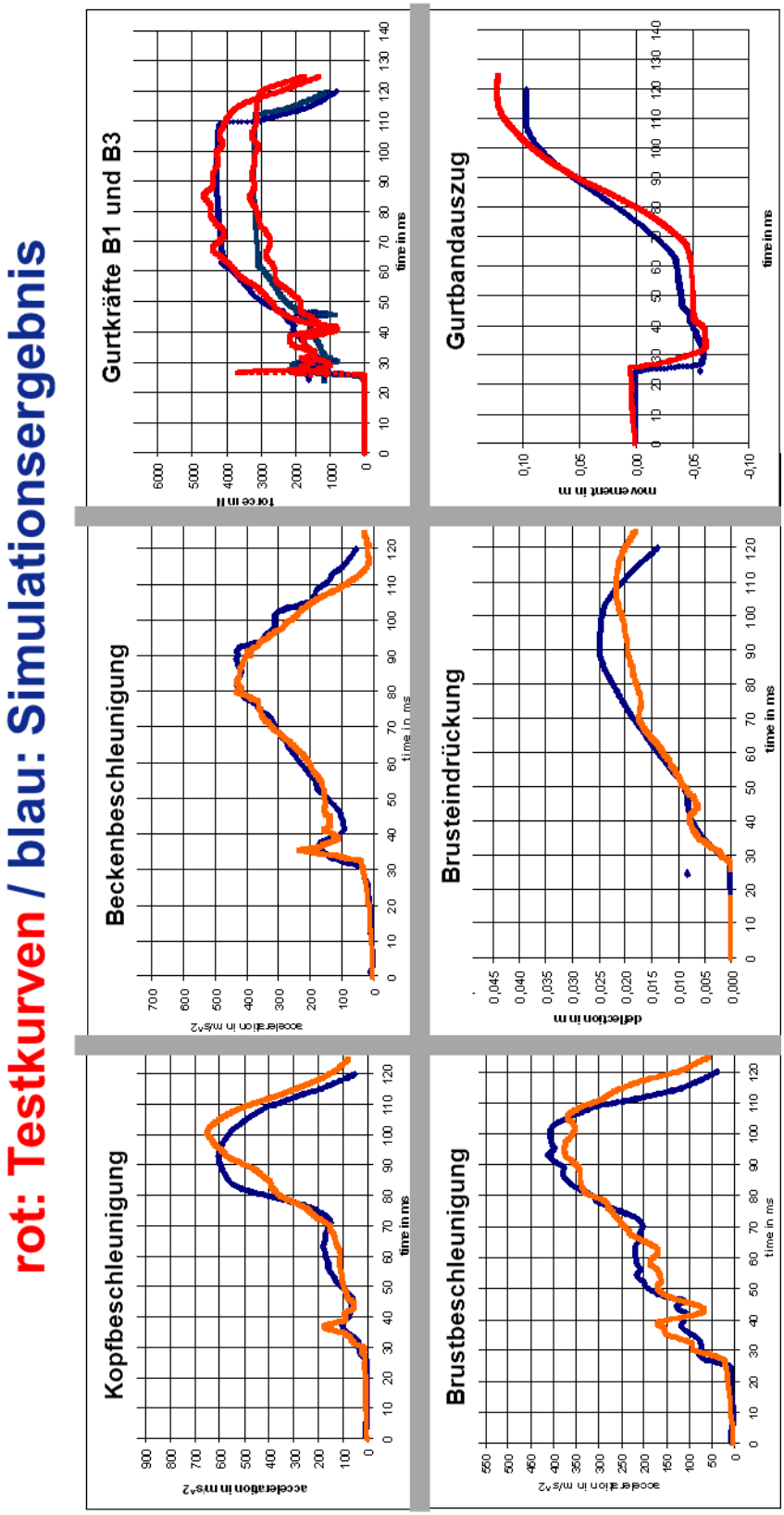

Abb. A1-6: Modellvalidierung mit Euro NCAP Puls und Straffung an Retraktor und Endbeschlag.

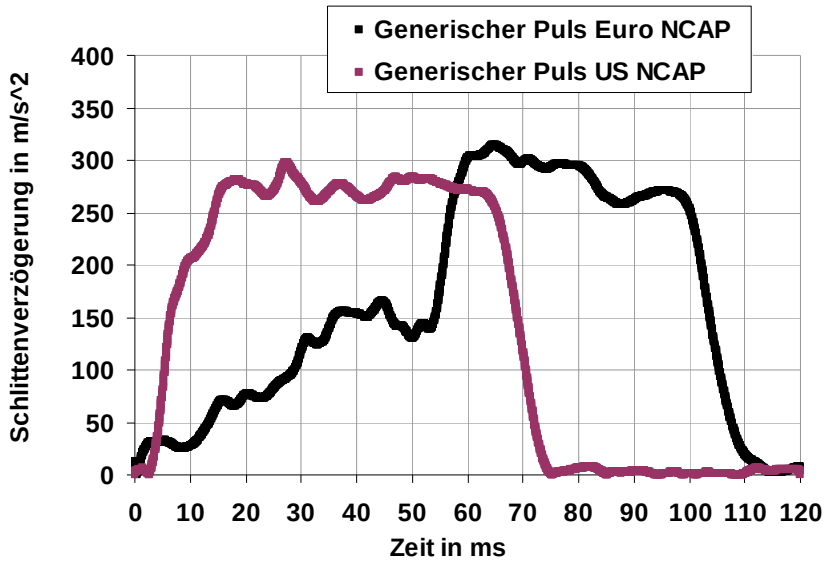

Abb. A1-7: Verwendete Fahrzeugpulse.

Im Vergleich zum Standard Ellipsoid Dummy ist der Facet Quality Dummy hinsichtlich der Darstellung der Thoraxdeformation deutlich differenzierter, daher wird dieser für Untersuchungen zur Brusteindrückung genutzt, siehe Abb. A1-8. Die Validierung des Modells erfolgte mit einem US Puls, die Ergebnisse hierzu sind in der Abb. A1-9 dargestellt. Die Verbesserung der Vorhersage der Brusteindrückung ist deutlich erkennbar, vgl. Abb. A1-4.
Die Simulationsumgebung S01QF ist, außer dem Austausch des Dummys, vergleichbar mit der Umgebung S01E.

Abb. A1-8: Simulationsumgebung mit Facet Quality Dummy.

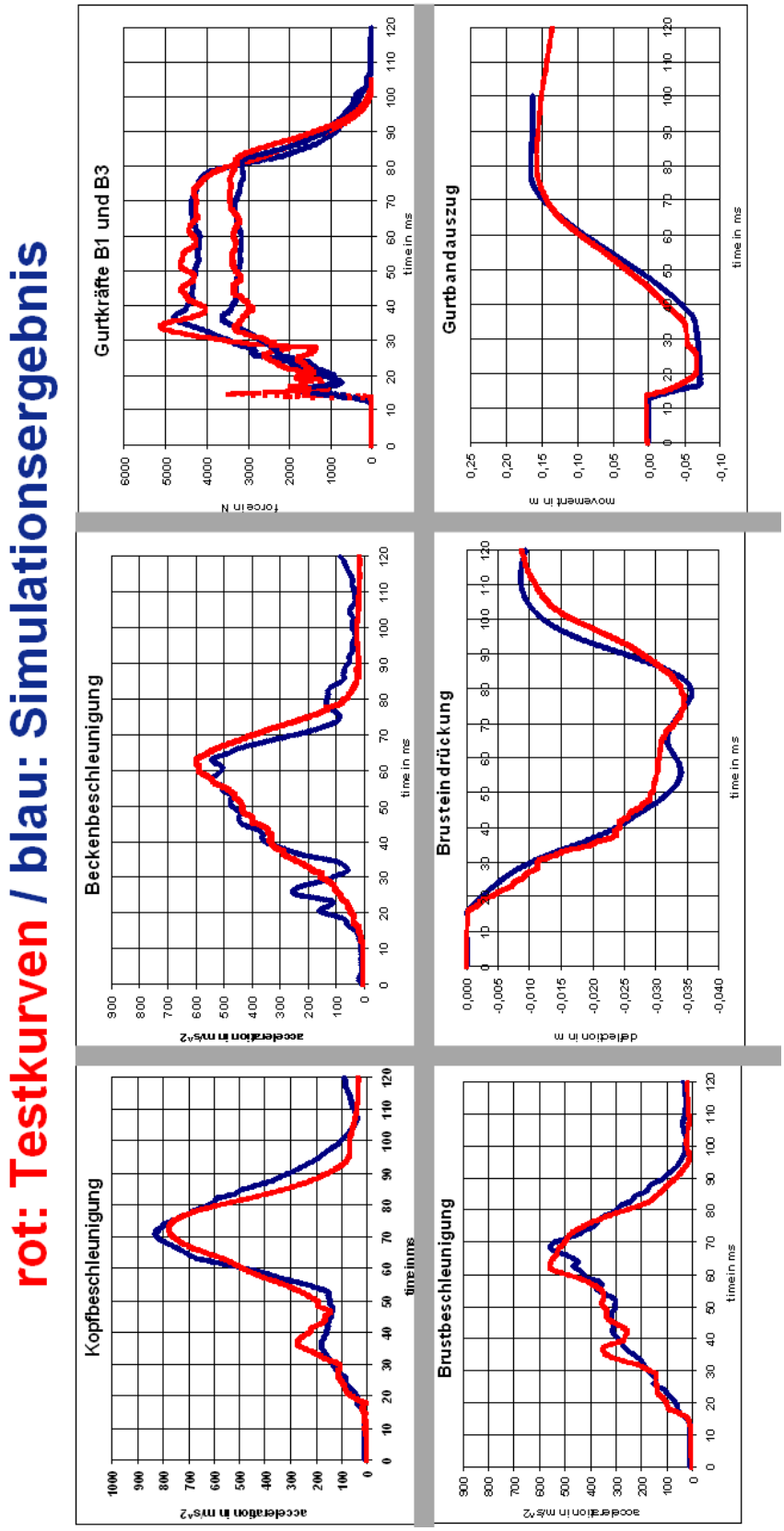

Abb. A1-9: Validierung der Simulationsumgebung S01QF, US Puls, Einfachstraffung.

Anhang 2

Ausgewertete Fahrzeugcrashs US NCAP

In der Tab. A2-1 sind die analysierten Crashtests gemäß US NCAP (NHTSA 2010) aufgeführt. Angegeben sind Fahrzeug und Modelljahr, der OLC sowie die wichtigsten Belastungswerte.

Tab. A2-1: Ausgewertete Fahrzeuge US NCAP.

Fahrzeug mit Modelljahr	Testspezifikation	Position	Dummytyp	OLC	HIC36	HIC 15	max NIJ	Neck tension in KN	Neck compression in KN	chest a 3ms in g	Chest df in mm	Pelvis a 3ms in g	MAX Femur in KN
AUDI Q7 (2007)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	29,4	245	126	0,365	1,270	0,341	44,8	28	80,4	5,67
BMW 325i (2006)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	35,4	407	220	0,369	0,311	1,02	52,5	38	70	1,94
BMW X5 (2008)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	27,9	404	229	0,26	0,051	1,135	41,8	28	62,6	3,11
BMW Z4 (2003)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	28,2	845	639	0,754	2,911	0,094	46,1	34	51,2	2,95
Ford Focus (2008)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	29,8	637	440	0,377	2,041	0,533	43,8	40	74,3	4,92
Ford Fusion (2006)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	28,9	508	334	0,355	1,565	0,309	42,8	29	64,1	4,55
GM Saturn Aura (2007)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	32,4	269	163	0,276	1,078	0,471	44,2	34	71,4	6,43
Honda Accord (2008)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	24,6	221	111	0,246	0,988	0,268	33,8	26	50,5	1,71
Honda Accord Coupe (2008)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	27,1	284	136	0,32	0,911	0,09	42,4	26	52	1,32
Honda Civic 2 door (2006)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	27,5	355	207	0,19	0,756	0,29	40	23	48,4	1,44
Honda Civic 4 door (2006)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	28,1	290	167	0,278	1,106	0,201	43,9	32	60,6	2,43
MAZDA 3 4 door (2004)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	33,9	499	361	0,317	1,716	0,244	45,1	21	74	4,07
MAZDA 6 4 door (2003)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	28,4	278	159	0,282	1,009	0,27	42,7	23	52,8	1,55
Mercedes C 230 (2003)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	32,8	549	346	0,379	1,409	0,528	50	38	80,3	4,32
Mercedes C300 (2008)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	34,7	393	194	0,301	1,143	0,828	45,7	32	72,5	4,46
Mercedes E 320 (2003)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	28,9	464	288	0,226	1	0,348	48,5	35	71,5	3,24
Mercedes ML 350 (2006)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	30,4	398	234	0,249	0,983	0,408	45,3	34	64,1	3,84
Mini (2008)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	39,1	380	186	0,38	1,935	0,123	47,6	27	75,1	3,36
Mitsubishi Galant (2004)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	31,2	357	220	0,297	1,354	0,158	41	24	62,5	4,32
SMART (2008)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	42,7	531	379	0,419	1,615	0,105	55,3	18	81,1	6,5
Toyota Corolla (2003)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	31,7	435	291	0,297	1,407	0,52	42,5	29	52,6	1,3
VW Jetta (2005)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	35,5	543	243	0,34	1,934	0,483	53,9	27	90,3	4,66
VW Passat (2006)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	33,4	501	319	0,622	1,464	0,094	48,5	32	66,9	4,03
VW Touareg (2004)	US-NCAP	Fahrer	HIII 50 %	28,8	600	354	0,22	0,769	0,171	47,8	32	71,7	2,78

Anhang 3

Ausgewertete Fahrzeugcrashs Euro NCAP

Die gemäß Euro NCAP ausgewerteten Fahrzeuge sind nachfolgend beschrieben (Eickhoff et al. (2009).

Tab. A3-1: Ausgewertete Fahrzeuge im Frontalcrash mit 64km/h.

Fahrzeug	**Publiziert von Euro NCAP** Jahr	**Rating Insassen vorn** Punktzahl
Alfa Romeo MiTo	2008	15,3
Dacia Sandero	2008	12
Daihatsu Curore	2008	10,9
Daihatsu Materia	2007	9,6
FIAT 500	2007	15,1
Ford Fiesta	2008	14,9
Ford KA	2008	12,5
Honda Jazz	2009	11,4
Hyundi i10	2008	9,9
Mazda 2	2007	15,7
Mini Cooper	2007	13
Nissan Note	2006	13,6
Opel Corsa	2006	14,7
Peugeot 207	2006	14,8
Renault Twingo	2007	11,3
Seat Ibiza	2008	13,9
Skoda Fabia	2007	12,9
Smart fortwo	2007	12,9
Suzuki Splash	2008	13,1
Suzuki Swift	2005	11
Toyota IQ	2009	15,5
VW Golf	2008	15,7

Anhang 4

Dummybeschreibung HIII 50% und HIII 5%

Anhang 4 gibt eine kurze Übersicht über die wichtigsten Unterschiede zwischen den Dummys HIII 50% und HIII 5% hinsichtlich ihrer Geometrie und ihrer Masse.

Tab. A4-1: Geometrie und Gewicht der betrachteten Dummys.

	HIII 50%	**HIII 5%**
Sitzhöhe	88,4 cm	78,7 cm
Thoraxdicke (ohne Jacket)	22,1 cm	18,3 cm
Schulterbreite	42,9 cm	35,8 cm
Gesamtgewicht	78,2 kg	50,0 kg
Kopf	4,5 kg	3,7 kg
Oberer Torso	17,2 kg	12,0 kg
Unterer Torso	23,0 kg	13,3 kg

Quelle: Humanetics http://www.humaneticsatd.com

Anhang 5

Simulationsergebnisse Brustbeschleunigung

Im Folgenden sind Simulationsergebnisse von drei weiteren Fahrzeugumgebungen angegeben, die die Darstellungen im Abschnitt 7.3 hinsichtlich einer idealen Gurtkraftkurve zur Reduktion der Thoraxbeschleunigung ergänzen.

Dazu sind in der Abb. A5-1 die Ergebnisse für ein Mittelklassefahrzeug mit HIII 50% Dummy dargestellt, die Abb. A5-2 zeigt ein Mittelklassefahrzeug mit einem HIII 5% Dummy. Abschließend sind in der Abb. A5-3 die Simulationsergebnisse für ein Fahrzeug der Oberklasse notiert.

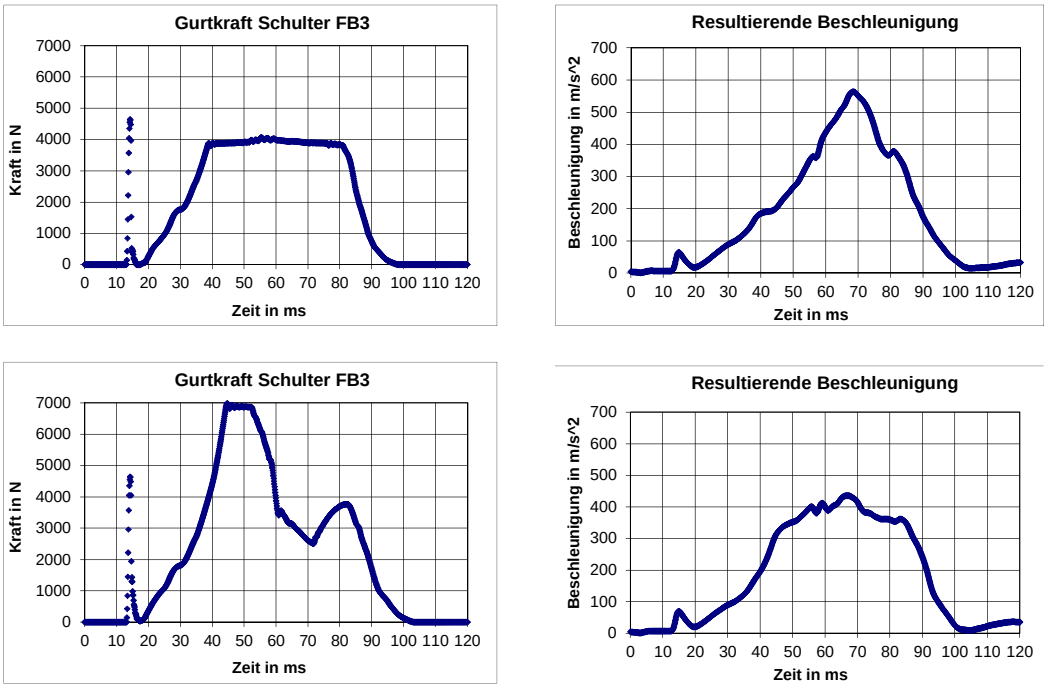

Abb. A5-1: Mittelklassefahrzeug mit HIII 50%.

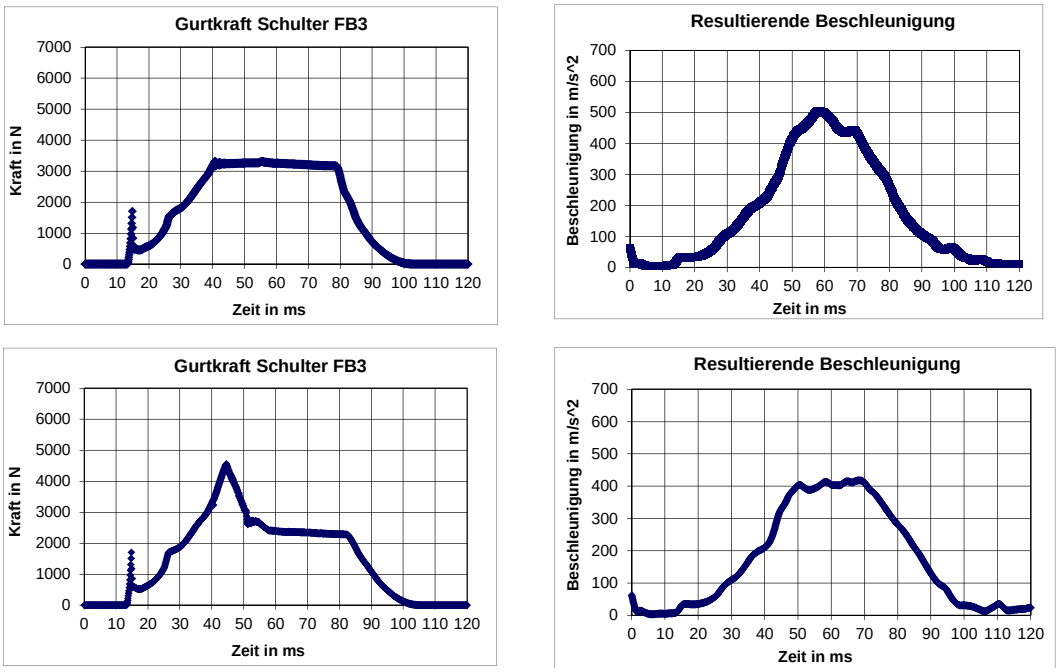

Abb. A5-2: Mittelklassefahrzeug mit HIII 5%.

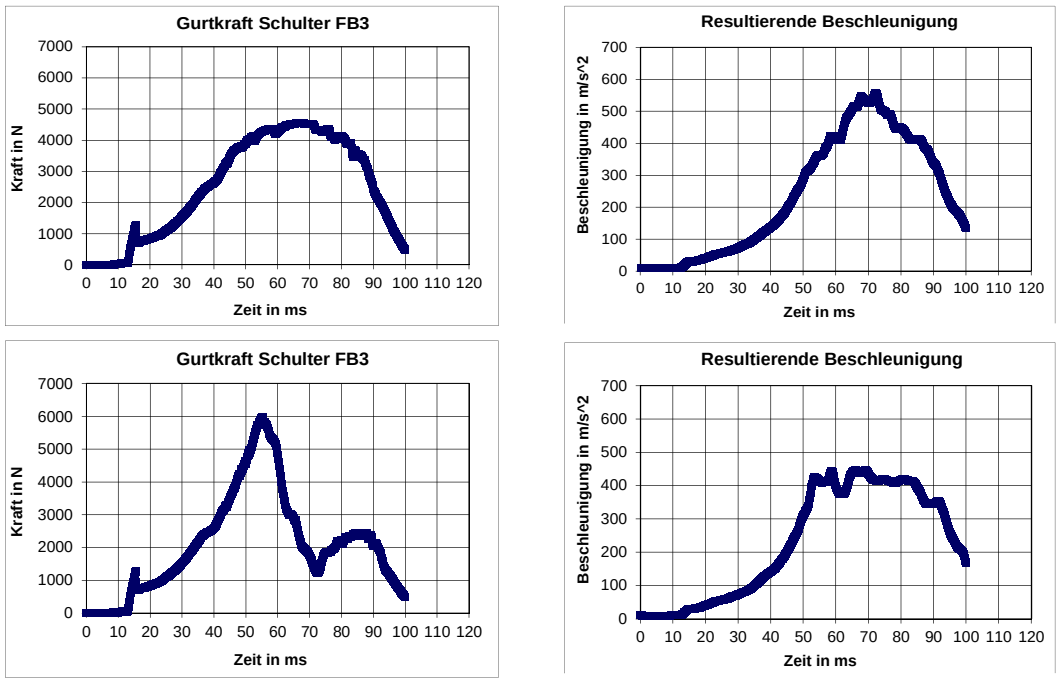

Abb. A5-3: Oberklassefahrzeug mit HIII 50%.

Anhang 6

Versuchsübersicht Standversuche

Im Anhang 6 sind die Standversuche näher spezifiziert. Dazu ist in der Tab. A6-1 die Versuchsmatrix dargestellt.

Tab. A6-1: Versuchsübersicht Standversuche.

Versuchsmatrix				Ergebnisse						
Versuchsnummer	Beschreibung	Restwickel	Hinweise	Gurtkraft FB1 max	Gurtkraft FB3 max	Gurtkraft FB4 max	Gurtkraft FB6 max	Einzug	Brusteindrückung max	Brustbeschleunigung max
		mm		N	N	N	N	m	m	m/s^2
504	Vortest	350		2383	1684	2559	222	0,090	0,008	-85,3
505	Standardretraktor	750		1930	1398	2067	262	0,077	0,005	-60,2
506	Standardretraktor	750		2019	1516	1062	275	0,078	0,006	-68
507	Standardretraktor	750	B3 Ausfall	1849	-	991	209	0,071	0,005	-65
508	Standardretraktor mit Drehwinkelmessung	750		2140	1583	1056	224	0,079	0,006	-72
509	Standardretraktor	750	ohne Aufnehmer	-	-	-	-	0,077	0,007	-76,77
510	Standardretraktor	750	ohne Aufnehmer	-	-	-	-	0,077	0,007	-81,97
511	Standardretraktor mit Drehwinkelmessung	450		2527	1725	1221	-	0,085	0,007	-83,77
512	Standardretraktor	750	Gurtlose ca. 200mm	1113	-	380	96	0,221	0,005	-56,2
513	Standardretraktor	750	Gurtlose ca. 200mm	1006	-	344	49	0,211	0,004	-24,7
514	Standardretraktor mit Drehwinkelmessung	750		2010	1539	1016	-	0,084	0,007	Ausfall
515	Kalibrierschuss mit allen Aufnehmern an einem Gurtband	750	B1…B6 an Messstelle B1	1710	1719	1756	2285	0,074	0,006	-62,44
515b	Kalibrierschuss mit allen Aufnehmern an einem Gurtband	750	B6…B1 an Messstelle B1	2304	2128	1874	2137	0,073	0,006	-73,87
516	Standardretraktor mit Drehwinkelmessung	450		2216	1681	1128	209	0,080	0,006	-78,45
517	Standardretraktor nur Diagionalgurt	750		2293	1935	1256	-	0,059	0,007	-94,8
518	Standardretraktor nur Diagionalgurt	750		2130	1736	1118	-	0,048	0,006	-80,4

Die Versuche wurden mit einem HIII Dummy 50% auf einem Stahlsitz durchgeführt, die Geometrie des Gurtsystems wurde gemäß AKLV 109 gewählt. Es kamen Standardgurtsysteme mit Rotationsstraffer zum Einsatz, soweit nicht anders angegeben.

Anhang 7

Versuchsübersicht sich verriegelnde Schlosszunge

Die Tab. A7-1 gibt eine Übersicht über die Versuche mit der sich verriegelnden Schlosszunge in der Versuchsumgebung V03, die einem Mittelklassefahrzeug entspricht. Es wurden fahrzeugspezifische Pulse, wie sie im Frontalcrash gemäß Euro NCAP und US NCAP auftreten, verwendet.

Tab. A7-1: Versuchsübersicht sich verriegelnde Schlosszunge.

Versuchsmatrix					Ergebnisse				
Versuchsnummer	Dummy	Schlosszunge	Pulse	Hinweise	Brusteindrückung max	Brustbeschleunigung a 3ms	Beckenbeschleunigung a 3ms	Maximale Vorverlagerung Thorax	Maximale Vorverlagerung Becken
					mm	g	g	mm	mm
1045	HIII 50%	Locking Tongue	Euro NCAP		30	48,1	46,9	410	239
1046	HIII 50%	Standard	Euro NCAP		38	48,1	44,4	400	236
1047	HIII 50%	Standard	Euro NCAP		34	47,7	44,3	369	210
1048	HIII 50%	Locking Tongue	Euro NCAP		30	46,8	51,3	386	237
1049	HIII 5%	Locking Tongue	US NCAP	Submarining, daher nur bis 64 ms wertbar	27*	*	50,6*	229*	218*
1050	HIII 5%	Standard	US NCAP	Submarining, daher nur bis 64 ms wertbar	31*	*	57,8*	201*	202*
									* Maximalwert bis 64 ms

Anhang 8

Hinweise zu der Versuchsserie mit Rib Eye Sensoren

Nachfolgend finden sich Hinweise zu den Versuchen mit Rib Eye Sensoren. Dazu ist zunächst in der Tab. A8-1 die Versuchsmatrix dargestellt, der auch die wichtigsten Ergebnisse zu entnehmen sind.

Tab. A8-1: Versuchsmatrix und Ergebnisse der Rib Eye Versuche.

Versuchsmatrix					Ergebnisse			
Versuchsnummer	Versuchsaufbau	Schlosskopfposition	Rotationspunkt Schloss	Hinweise	Brusteindrückung max	Brustbeschleunigung a 3ms	Maximale Vorverlagerung Thorax	Maximale Vorverlagerung Becken
					mm	g	mm	mm
6929	V02	hoch	hoch		37	41,3	276	204
6930	V02	hoch	tief		31	42,3	311	208
6931	V02	tief	tief		33	41,2	291	214
6932	V02	hoch	tief+vorn		28	39,8	327	220
6933	V02	hoch	hoch		35	40,5	268	206
6934	V02	hoch	hoch	Modifiziertes Jacket	32	35,6	273	208
6935	V02	hoch	tief	Modifiziertes Jacket	26	37,6	290	213

Der Test 6934 und Test 6935 sind mit einem geöffneten Dummy durchgeführt worden, um während des Crashs eine Dummyinnenansicht zu ermöglichen. Die Unterarme sind wegen der Videoansicht demontiert, siehe Abb. A8-1.

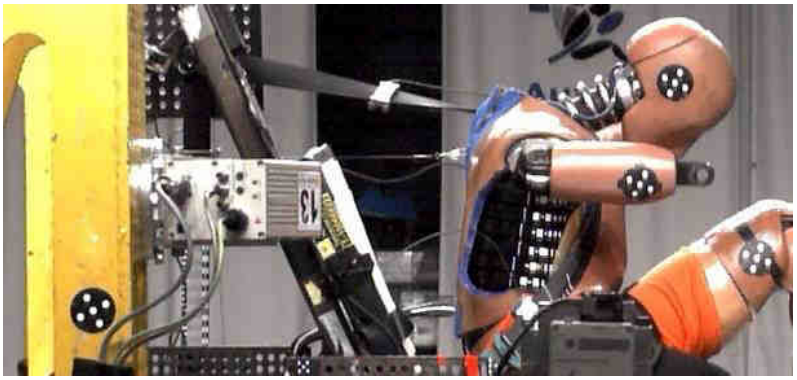

Abb. A8-1: Versuche mit geöffnetem Dummyjacket.

In der Tab. A8-2 ist die Definition der unterschiedlichen Schlossgeometrie dargestellt. Alle Angaben beziehen sich auf den Dummy Referenzpunkt (H-Punkt), siehe Abb. A8-2.

Tab. A8-2: Schlosspositionen.

Definition der Schlosskopfposition			
Punkt	**Positionsbezeichnung**	**x-Abstand zum Dummy H-Punkt**	**z-Abstand zum Dummy H-Punkt**
		mm	mm
Rotationsachse	**hoch**	**-94**	**25**
	tief	**-230**	**182**
	tief vorn	**-110**	**202**
Gurtumlenkung Schlosszunge	**hoch**	**-11**	**-81**
	tief	**-57**	**-24**

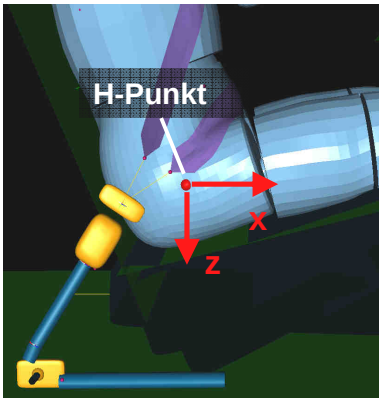

Abb. A8-2: Bezugssystem, hier zur besseren Anschauung in der Simulationsumgebung dargestellt.

Anhang 9

Simulationsmatrix zu Schlosskopfkinematik und Rib Eye Sensoren

Anhang 9 gibt eine Übersicht über die Simulationen mit zusätzlich implementierten Rib Eye Sensoren im Simulationsdummy, siehe Tab. A9-1.

Innerhalb der Untersuchung werden die Ergebnisse für die maximale Brusteindrückung und Schultergurtkraft nur bis 75 ms berücksichtigt, um den Einfluss der Dummyeigenkontakte (Thorax / Oberschenkel) bedingt durch die Abwesenheit eines Airbags nicht mit zu bewerten. Diese Kontakte traten nur im Simulationsmodell teilweise im Rebound auf.

Tab. A9-1: Simulationsmatrix und Ergebnisse mit Rib Eye Sensoren.

Simulationsmatrix						Ergebnisse			
Simulationslauf	Aufbau	Schlosskopfposition	Rotationspunkt Schloss	Kraftbegrenzung Schloss	Hinweise	Schultergurtkraft Maximum vor 75 ms	Brusteindrückung max vor 75 ms	Maximale Vorverlagerung Thorax	Maximale Vorverlagerung Becken
						kN	mm	mm	mm
Q22_short_rot_sensor	S02QF, Schloss modifiziert	hoch	hoch	ohne		4,6	36	208	179
Q22_long_rot_sensor	S02QF, Schloss modifiziert	hoch	tief	ohne		4,6	31	219	182
Q22_long_rot_tuned	S02QF, Schloss modifiziert	hoch	tief	ohne	Erhöhung der Schultergurtkraft	5	32	208	181
Q22_long_rot_lower_buckle	S02QF, Schloss modifiziert	tief	tief	ohne		4,6	34	220	179
Q22_long_rot_LL_sensor	S02QF, Schloss modifiziert	hoch	tief	9kN		4,6	28	224	186
Q22_long_rot_LL_tuned	S02QF, Schloss modifiziert	hoch	tief	9kN		5,2	29	209	186
Q22_long_rot_2belts	S02QF, geteilter Gurt	hoch	tief	ohne		4,6	26	208	152

Literaturverzeichnis

[AKLV 1995] ARBEITSKREIS DER AUTOMOBILINDUSTRIE: *Liefervorschrift 106 zum Thema Gurtstraffer, 1995.*

[Backaitis et al. 1986] BACKAITIS, S. H.; ST-LAURENT, A.: *Chest Deflection Characteristics of Volunteers and Hybrid III Dummies.* Proceedings of 30th Stapp Car Crash Conference, San Diego, USA, October 1986.

[Breuer 2009] BREUER, M.: *Thoraxtrauma, Vorlesungsunterlage 2009.* http://www.htchirurgie.uniklinikum-jena.de/img/htchirurgie_/Vorlesungen/ Breuer/thoraxtrauma-2009.pdf. Datum: 01/06/2009.

[Carroll et al. 2010] CARROLL, J.; ADOLPH, T.; CHAUVEL, C.; LABROUSSE, M.; TROSSEILLE, X.; PASTOR, P.; EGGERS, A.; SMITH, S.; HYND, D.: *Overview of Serious Thorax Injuries in European Frontal Car Crash Accidents and Implications for Crash Test Dummy Development.* Proceedings of IRCOBI Conference, Hannover, September 2010.

[Cesari et al. 1994] CESARI, D.; BOUQUET, R.: *Comparison of Hybrid III and Human Cadaver Thorax Deformations Loaded by a Thoracic Belt.* Proceedings of 38th Stapp Car Crash Conference, Fort Lauderdale, USA, 1994.

[CFR 2003] US DEPARTMENT OF TRANSPORTATION: *49 CFR - Code of Federal Regulations,* 2003.

[Clute 2001] CLUTE, G.: *Potential of Adaptive Load Limitation - Potential and System Validation of an Adaptive Load Limiter.* Proceedings of 17th ESV Conference, Amsterdam, 2001.

[Crandall et al. 2000] CRANDALL, J-R.; CHENG, Z.; PILKEY, W-D.: *Limiting Performance of Seat Belt Systems for the Prevention of Thoracic Injuries.* Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D, 2000.

[Cushman et al. 1990] CUSHMAN, L-A.; GOOD, R-G.; ANNECHIARICO, R-P.; STATES, J-D.: *Effect of Safety Belt Usage on Injury Patterns of Hospitalized and Fatally Injured Drivers 55+*. Annual Proceedings - Association for the Advancement of Automotive Medicine. No 34, 1990.

[Diggers et al. 2008] DIGGERS, K.; WELSH, R.; MORRIS, A.: *Low Severity Frontal Crashes that Cause to Elderly Occupants.* Proceedings of IRCOBI Conference, Bern, September 2008.

[Duma et al. 2005] DUMA, S.; STITZEL, J.; KEMPER, A.; MCNALLY, C.; KENNEDY, E.; MATSUOKA, F.: *Non-Censored Rib Fracture Data from Dynamic Belt Loading Tests on the Human Cadaver Thorax.* Proceedings of 19th ESV Conference, Washington D.C., USA, June 2005.

[Eggers et al. 2011] EGGERS, A.; EICKHOFF, B.; LORENZ, B.: *Untersuchung des Messinstruments „RibEye“ zur Mehrpunkt-Messung der Brusteindrückung in einer Reihe von Frontal-Schlitten-Versuchen mit dem Dummy Hybrid III 50%.* 8. Fachtagung Fahrzeugsicherheit, VDI-Berichte 2144, Berlin 2011.

[Eiband et al. 1959] EIBAND, AM.: *Human Tolerance to Rapidly Applied Accelerations*: *A Summary of the Literature on the Human Cadaver Thorax*. NASA Memo 5-19-59E, National Aeronautics and Space Administration, Cleveland, 1959.

[Eickhoff et al. 2007] EICKHOFF, B.; ZELLMER, H.; FORSTER, E.: *The Mechanism of Belt Induced Chest Deflection: Analysis and Possibilities for Reduction*. Proceedings of 20th ESV Conference, Lyon, 2007.

[Eickhoff et al. 2009] EICKHOFF, B.; GULDE, A.; GERISCH, P.: *Insassensicherheit in Kleinfahrzeugen im Frontalcrash – Eine Analyse unter Berücksichtigung unterschiedlicher Marktanforderungen, Gewichts- und Kostenoptimierungsstrategien.* VDI-Berichte 2078, Berlin, 2009.

[Eickhoff 2010a] EICKHOFF, B.: *Energy Management Methods in Restraint Systems.* Skript zum Seminar Energiemanagement, Carhs, Alzenau, 2010.

[Eickhoff et al. 2010b] EICKHOFF, B., ZELLMER, H., MEYWERK, M.: *The Influence of the Safety Belt on the Decisive Injury Assessment Values in the New US NCAP.* Proceedings of IRCOBI Conference, Hannover, September 2010.

[Eickhoff et al. 2011] EICKHOFF, B., ZELLMER, H., MEYWERK, M.: *Optimization of Seat Belt Buckle Motion for Reducing Chest Deflection by Using Rib Eye Sensors.* Proceedings of 22th ESV Conference, Washington, 2011.

[EU 2010] EUROPÄISCHE UNION: *Programm für die Straßenverkehrssicherheit 2011-2020*: *Einzelmaßnahmen.* MEMO-10-343. Brüssel, 2010.

[EU 2011a] EUROPÄISCHE UNION: *Road Safety Evolution in EU, 2011.*
http://ec.europa.eu/transport/road_safety/pdf/observatory/historical_evol.pdf
Datum: 15.10.2011.

[EU 2011b] EUROPÄISCHE UNION: *Fatalities by Transport Mode in EU Countries Included in CARE.*
http://ec.europa.eu/transport/road_safety/pdf/statistics/2009_transport_mode_graph.pdf
Datum: 15.10.12011.

[Euro NCAP 2009] EURO NCAP: *Technical Bulletin 005. Hybrid III Low Speed Thorax Certification Test & Potentiometer Calibration - Version 1.1 08/2009.*

[Euro NCAP 2011] EURO NCAP: *Frontal Impact Testing Protocol - Version 5.1 05/2011*
http://www.euroncap.com/files/Euro-NCAP-Frontal-Protocol-Version-5.1---0-e2b1fa52-9827-4f11-85f7-f0dda6b180d6.pdf
Datum: 27.07.2011.

[Forman et al. 2005] FORMAN, J.; KENT, R.; ALI, T.; CRANDALL, J.; BOSTRÖM, O.; HALAND, Y.: *Biomechanical Considerations for the Optimization of an Advanced Restraint System: Assessing the Benefit of a Second Shoulder Belt.* Proceedings of IRCOBI Conference, Prague, September 2005.

[Fung 1993] FUNG, Y., C.: *Biomechanics - Mechanical Properties of Living Tissues - Second edition.* Springer Verlag, New York, 1993.

[Grandfils et al. 2001] GRANDFILS, T.; IKELS, K.: *Improvement of Occupant Restraint Systems using Enhanced Hybrid III: Dummy Models in MADYMO-3D.*
3rd European MADYMO Users' Meeting, Stuttgart, September 14, 2001.

[Hauger et al. 1989] HAUGER, W.; SCHNELL, W.; GROSS, D.:
Technische Mechanik – Band 3 Kinetik. Springer Verlag, 2. Auflage, Berlin, 1989.

[Horsch et al. 1988] HORSCH, J.; SCHNEIDER, D.:
Biofidelity of the Hybrid III Thorax in High-Velocity Frontal Impact. SAE paper 880718, February 1988.

[Horsch et al. 1991] HORSCH, J. D.; MELVIN, J. W.; VIANO, D. C.; MERTZ, H. J.: *Thoracic Injury Assessment of Belt Restraint Systems Based on Hybrid III Chest Compression.* Proceedings of 35th Stapp Car Crash Conference, San Diego, USA, November 1991.

[Jakobsson et al. 2006] JAKOBSSON, L.; BERGMAN, T.; JOHANSSON, L.: *Identifying Thoracic and Lumbar Spine Injuries in Car Accidents.* Proceedings of IRCOBI Conference, Madrid, September 2006.

[Katz et al. 1987] KATZ, E.; GROSCH, L.; KASSING, L.: *Chest Compression Response of a Modified Hybrid III with Different Restraint Systems.* Proceedings of 31st Stapp Car Crash Conference, Warrendale, USA, November 1987.

[Kent et al. 2001] KENT, R. W.; CRANDALL, J. R.; BOLTON, J.; PRASAD, P.; NUSHOLTZ, G.; MERTZ, H.: *The Influence of Superficial Soft Tissues and Restraint Condition on Thoracic Skeletal Injury Prediction.* Proceedings of 45th Stapp Car Crash Conference, San Antonio, USA, November 2001.

[Kent et al. 2003a] KENT, R.; PATRIE, J.; BENSON, N.:
The Hybrid III Dummy as a Discriminator of Injurious and Non-Injurious Restraint Loading. Annual Proceedings - Association for the Advancement of Automotive Medicine. No 47, 2003.

[Kent et al. 2003b] KENT, R.; LESSLEY, D.; SHAW, G.; CRANDALL, J.: *The Utility of Hybrid III and THOR Chest Deflection for Discriminating Between Standard and Force-Limiting Belt Systems.* Proceedings of 47th Stapp Car Crash Conference, San Diego, USA, November 2003.

[Kent et al. 2003c] KENT, R.; PATRIE, J.; POTEAU, F.; MATSUOKA, F.; MULLEN, C.: *Development of an AGE-Dependent Thoracic Injury Criterion for Frontal Impact Restraint Loading.* Proceedings of 18th ESV Conference, Nagoya, Japan, June 2003.

[Kent et al. 2005a] KENT, R.; LEE, S.-H.; DARVISH, K.: *Structural and Material Changes in the Aging Thorax and Their Role in Crash Protection for Older Occupants.* Proceedings of 49th Stapp Car Crash Conference, Washington, USA, November 2005.

[Kent et al. 2005b] KENT, R.; MURAKAMI, D.; KOBAYASHI, S: *Frontal Thoracic Response to Dynamic, Loading*: *The Role of Superficial Tissues, Viscera, and the Rib Cage.* Proceedings of IRCOBI Conference, Prague, September 2005.

[Kent et al. 2007] KENT, R. W.; BALANDIN, D. V.; BOLOTNIK, N. N.; PILKEY, W. D.; PURTSEZOV, S. V.: *Optimal Control of Restraint Forces in an Automobile Impact.* Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control, Vol. 129, July 2007.

[King 1993] KING, A.: *Injury to the Thoraco- Lumbar Spine and Pelvis.* Accidental Injury – Biomechanics and Prevention. Springer New-York, 1993.

[Kramer 2006] KRAMER, F.:
Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen. 2. Auflage, Vieweg Verlag, Wiesbaden, 2006.

[Kroell et al. 1971] KROELL, C. K.; SCHNEIDER, D. C.; NAHUM, A. M.: *Impact Tolerance and Response of the Human Thorax.* Proceedings of 15th Stapp Car Crash Conference, Coronado, USA, November 1971.

[Kroell et al. 1974] KROELL, C. K.; SCHNEIDER, D. C.; NAHUM, A. M.: *Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II.* Proceedings of 18th Stapp Car Crash Conference, Michigan, USA, December 1974.

[Kroell et al. 1981] KROELL, C. K.; POPE, M. E; VIANO, D. C.; WARNER, C. Y.; ALLEN, S. D.: *Interrelationship of Velocity and Chest Compression in Blunt Thoracic Impact to Swine.* Proceedings of 25th Stapp Car Crash Conference, San Francisco, USA, September 1981.

[Kübler et al. 2008] KÜBLER, L.; GARGALLO, S.; ELSÄßER, K.:
Characterization and Evaluation of Frontal Crash Pulses with Respect to Occupant Safety. Proceedings of the Airbag Conference 2008, Karlsruhe, Germany, December 2008.

[Matsuoka et al. 1989] MATSUOKA, F.; KUMAGAI, K.; TAKAHASHI, H.:
Problem and Improvement of HIII Dummy Rib Cage Features. Proceedings of 12th ESV Conference, Goteborg, 1989.

[Mertz et al. 1971] MERTZ H. J; GADD C. W.:
Thoracic Tolerance to Whole-Body Deceleration. Proceedings of 15th Stapp Car Crash Conference, Coronado, 1971.

[Mertz et al. 2007] MERTZ, H. J.; DALMOTAS, D. J.:
Effects of Shoulder Belt Limit Forces on Adult Thoracic Protection in Frontal Collisions. Proceedings of 51st Stapp Car Crash Conference, San Diego, 2007.

[Meywerk 2007] MEYWERK, M.:
CAE-Methoden in der Fahrzeugtechnik. Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, 2007.

[Messring 2009] MESSRING: *Datenblatt DMS Gurtkraftsensoren.*
http://www.messring.de/documents/datasheets/5BC_VD_D.pdf. Datum: 02.08.2011.

[Morris et al. 2003] MORRIS, A.; WELSH, R.; HASSAN, A.:
Requirements for the Cash Protection of Older Vehicle Passengers. Annual Proceedings - Association for the Advancement of Automotive Medicine. No 47, 2003.

[O'Brien-Mitchell et al. 2009] O'BRIEN-MITCHELL, B.; BAILEY, K.; FAUST, D.; JENSEN, J.; KLEINERT, J.; WODZINSKI, C.; KOHOYDA-INGLIS, C.; WANG, S.:
Analysis of Injury Trends in Frontal University of Michigan CIREN Cases in the Context of Crash Tests. Proceedings of 21st ESV Conference, Stuttgart, 2009.

[Neathery et al. 1973] NEATHERY, R. F.; LOBDELL, T. E.:
Mechanical Simulation of Human Thorax Under Impact. Proceedings of 17th Stapp Car Crash Conference, Oklahoma City, USA, November 1973.

[NHTSA 2007] NATIONAL HIGHWAY TRAFFIC SAFETY ADMINISTRATION:
Consumer Information; New Car Assessment Program. Docket No. NHTSA-2006-26555 http://www.nhtsa.gov/DOT/NHTSA/Vehicle%20Safety/Articles/Associated%20Files/NHTSA-2006-26555-0114.pdf. Datum: 20/03/2010.

[NHTSA 2010] NATIONAL HIGHWAY TRAFFIC SAFETY ADMINISTRATION:
Vehicle Database.
http://www.nhtsa.dot.gov/portal/site/nhtsa/menuitem.f7761ac9dcb3a375141d01105631eecc Datum: 20/03/2010.

[NHTSA 2012] NATIONAL HIGHWAY TRAFFIC SAFETY ADMINISTRATION:
Federal Motor Vehicle Safety Standard 208. Stand: 01/2012.

[Otte et al. 2000] OTTE, D.; SFERCO, R.; SCHÄFER, R.; EIS, V.; THOMAS, P.; WELSH, R.: *Assessment of Injury Severity of Nearside Occupants in Pole Impacts to Side of Passenger Cars in European Traffic Accidents- Analysis of German and UK In-Depth Data.* Proceedings of 21st ESV Conference, Stuttgart, 2009.

[Putz et al. 2000] PUTZ, R.; PABST, R.:
Sobotta - Atlas der Anatomie des Menschen Band 2. Urban & Fischer, 21. Auflage, München, 2000.

[Ridella et al. 2010] RIDELLA, S. A.; SCABORO, J. M.; RUPP, J. D.; SCHNEIDER, L.W.:
Improving Injury Causation Analysis and Coding in CIREN Using the BioTab Method. Proceedings of the 4th International ESAR Conference. Hannover, 2010.

[SAE 2007] SOCIETY OF AUTOMOTIVE ENGINEERS: *Low Speed Thorax Impact Test Procedure for the HIII 50th Male Dummy.* J2779, 2007.

[Salzar et al. 2009] SALZAR, R. S.; BASS, C. R.; LESSLEY, J. R.; CRANDALL, J. R.; KENT, R.W.; BOLTON, J.R.: *Viscoelastic Response of the Thorax under Dynamic Belt Loading.* Traffic Injury Prevention, Volume 10 Issue 3 2009.

[Schmitt et al. 2004] SCHMITT, K.-U.; NIEDERER, P.; WALZ, F.: *Trauma Biomechanics Introduction to Accident Injury.* Springer Verlag, Berlin, 2004.

[Shaw et al. 2005] SHAW, G.; LESSLEY, D.; KENT, R.; CRANDALL, J.: *Dummy Torso Response to Anterior Quasi-Static Loading.* Proceedings of 19th ESV Conference, Washington D.C., USA, June 2005.

[Shaw et al. 2007] SHAW, G.; LESSLEY, D.; EVANS, J; SHIN, J.: *Quasi-Static and Dynamic Thorax Loading Tests: Cadaveric Torsos.* Proceedings of IRCOBI Conference, Maastricht, September 2007.

[Shaw et al. 2009] SHAW, G.; PARENT, D.; PURTSEZOV, S.; LESSLEY, D.; CRANDALL, J.; KENT, R.; GUILLEMOT, H.; RIDELLA, S. A.; TAKHOUNTS, E.; MARTIN, P.: *Impact Response of Restraint PMHS in Frontal Sled Tests: Skeletal Deformation Patterns Under Seat Belt Loading.* Stapp Crash Journal vol. 53, 2009.

[Stalnaker et al. 1973] STALNAKER, R. L; MCELHANEY, J. H.; ROBERTS, V. L.; TROLLOPE, M. L.: *Human Torso Response to Blunt Trauma.* Human Impact Response Measurement and Simulation, pp. 181-199. Edited by W. F King and H. J Mertz. Plenum Press, New York, 1973.

[Trosseille 2000] TROSSEILLE, X.: *Accident Investigation and Biomechanical Research: A Joint Approach for Road User Protection.* Proceedings of IRCOBI Conference, Montpellier, September 2000.

[UN 2011a] UNITED NATIONS: *Equivalent Deflection (Deq)* *http://www.unece.org/fileadmin/DAM/trans/doc/2011/wp29grsp/FI-12-05e.pdf* Datum: 18/02/2012.

[UN 2011b] UNITED NATIONS: *Proposal for new terms of reference for the mandate to the informal group on frontal collision.*
http://www.unece.org/fileadmin/DAM/trans/doc/2011/wp29grsp/ECE-TRANS-WP.29-GRSP-2011-24e.pdf
Datum: 18/02/2012.

[Van der Laan et al. 2008] VAN DER LAAN, E.; VELDPAUS, F.; STEINBUCH, M.: *Control Oriented Modelling of Vehicular Occupants and Restraint Systems.* Proceedings of IRCOBI Conference, Bern, September 2008.

[Viano 1978] VIANO, D. C.:
Evaluation of Biomechanical Response and Potential Injury from Thoracic Impact. Aviat Space Environ Med 49(1):125-135, 1978.

[Viano et al. 1985] VIANO, D. C.; CULVER, C. C.:
Thoracic Impact: A Viscous Tolerance Criterion. Proceedings of 10th ESV Conference, Oxford, England, pp. 104-114, 1985.

[Yoganandan et al. 1991] YOGANANDAN, N.; SKRADE, D.; PINTAR, F. A.; REINARTZ J.; SANCES JR., A.: *Thoracic Deformation Contours in a Frontal Impact.* Proceedings of 35th Stapp Car Crash Conference, San Diego, USA, 1991.

[Yoganandan et al. 2009] YOGANANDAN, N.; PITAR, F. A.; RINALDI, J.: *Evaluation of the Ribeye Deflection Measurement System in the 50th Percentile Hybrid III Dummy. Deformation Contours in a Frontal Impact.* NHTSA final report 811102 , 2009.

[Zellmer et al. 2003] ZELLMER, H.; EICKHOFF, B.; HAUSER, S.; KAHLER, C.: *Mehrfachstraffung im Sicherheitsgurtsystem.* VDI-Berichte 1794, Berlin, 2003.

[Zellmer et al. 2005] ZELLMER, H.; KAHLER, C.; EICKHOFF, B.:
Optimised Pretensioning of the Belt System: A Rating Criterion and the Benefit in Consumer Tests. Proceedings of 19th ESV Conference, Washington, D.C., USA, June 2005.

Vita Burkhard Eickhoff

Allgemein

Geboren 1970 in Hannover, verheiratet, zwei Kinder.

Beruflicher Werdegang

1990	Abitur Lutherschule Hannover
1990-1991	Wehrdienst
10/91-07/99	Studium des Maschinenbaus an der Universität Hannover
07/96-12/98	Studentischer Mitarbeiter in der Unfallforschung der MH Hannover, Schwerpunkt Unfallrekonstruktion
09/1999	Anstellung als Versuchsingenieur in der Crashanlage bei der Autoliv GmbH in Elmshorn
seit 06/2003	Tätigkeit als Projektleiter in der Systementwicklung / Grundlagenuntersuchungen im gleichen Unternehmen
08/2007	Ernennung zum System Senior Engineer
seit 01/2008	Doktorand an der Helmut Schmidt Universität Hamburg
seit 07/2008	Fachleitung Systementwicklung
seit 02/2010	Referententätigkeit bei der Fa. Carhs Training GmbH, Alzenau

Bisherige Autorentätigkeit

ZELLMER, H.; EICKHOFF, B.; HAUSER, S.; KAHLER, C.: *Mehrfachstraffung im Sicherheitsgurtsystem.* VDI-Berichte 1794, Berlin, 2003.

ZELLMER, H.; KAHLER, C.; EICKHOFF, B.: *Optimised Pretensioning of the Belt System: A Rating Criterion and the Benefit in Consumer Tests.* Proceedings of 19th ESV Conference, Washington, D.C., USA, June 2005.

EICKHOFF, B.; ZELLMER, H.; FORSTER, E.: *The Mechanism of Belt Induced Chest Deflection: Analysis and Possibilities for Reduction*. Proceedings of 20th ESV Conference, Lyon, 2007.

EICKHOFF, B.; GULDE, A.; GERISCH, P.: *Insassensicherheit in Kleinfahrzeugen im Frontalcrash – Eine Analyse unter Berücksichtigung unterschiedlicher Marktanforderungen, Gewichts- und Kostenoptimierungsstrategien.* VDI-Berichte 2078, Berlin, 2009.

EICKHOFF, B., ZELLMER, H., MEYWERK, M.:
The Influence of the Safety Belt on the Decisive Injury Assessment Values in the New US NCAP. Proceedings of IRCOBI Conference, Hannover, September 2010.

EGGERS, A.; EICKHOFF, B.; LORENZ, B.: *Untersuchung des Messinstruments „RibEye“ zur Mehrpunkt-Messung der Brusteindrückung in einer Reihe von Frontal-Schlitten-Versuchen mit dem Dummy Hybrid III 50%.* 8. Fachtagung Fahrzeugsicherheit, VDI-Berichte 2144, Berlin 2011.

EICKHOFF, B., ZELLMER, H.; MEYWERK, M.: *Optimization of Seat Belt Buckle Motion for Reducing Chest Deflection by Using Rib Eye Sensors.* Proceedings of 22th ESV Conference, Washington, 2011.