

---

# Entwicklung einer Simulationsmethode zur biomechanischen Untersuchung des Anpralls von Zweirad-Aufsassen an passive Straßenschutzeinrichtungen

Steffen Peldschus

---



2009



Aus dem Institut für Rechtsmedizin der  
Ludwig-Maximilians-Universität München  
Vorstand: Prof. Dr. med. W. Eisenmenger

Entwicklung einer Simulationsmethode zur  
biomechanischen Untersuchung des Anpralls von  
Zweirad-Aufsassen an passive  
Straßenschutzeinrichtungen

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Humanbiologie  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Steffen Peldschus  
aus Halle/Saale

2009

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. M. Graw
Mitberichterstatter:	Prof. Dr.-Ing. Dr. med. habil. W. Plitz Prof. Dr. med. U. H. Brunner
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dipl.-Phys. Dr. E. Schuller
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung:	16.03.2009

# Danksagung

Für die Möglichkeit, diese Dissertation am Institut für Rechtsmedizin anfertigen zu können, möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Wolfgang Eisenmenger bedanken.

Besonderen Dank schulde ich meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Matthias Graw, für die fachliche Betreuung der Dissertation.

Mein Dank gilt vor allem auch Herrn Dr. Erich Schuller für das Einwerben meiner Doktorandenstelle und die Mitbetreuung beim Erstellen der Arbeit.

Herrn Alberto Mansilla und Herrn David Pedrero danke ich für die Unterstützung meines Aufenthaltes am Forschungs- und Entwicklungszentrum CIDAUT. In diesem Zusammenhang geht mein Dank auch an die Leiter des europäischen Forschungsprojektes APROSYS SP4, Begoña Pérez-Magallón und Francisco Lopez-Valdes.

Die unkomplizierte Bereitstellung von Versuchs- und Unfalldaten durch die Herren Jens König, Peter Rücker, Marcus Gärtner sowie Alexander Berg von der DEKRA Unfallforschung möchte ich besonders hervorheben.

Für die Bereitstellung des HUMOS Modells sowie die technische Unterstützung durch die ESI Group GmbH bin ich ebenfalls dankbar.

Danken möchte ich auch allen hier nicht namentlich genannten Mitarbeitern des Instituts für Zweiradsicherheit für die Unterstützung bei der Literaturrecherche und meinen Vorgesetzten und Kollegen in den Bereichen Biomechanik und Unfallforschung für die konstruktiven Gespräche während der Anfertigung der Dissertation.



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>Theoretische Grundlagen</b>	<b>19</b>
2.1	Unfallgeschehen . . . . .	22
2.2	Verletzungsmechanismen . . . . .	24
2.3	Untersuchungsmethodik . . . . .	25
2.3.1	Experimentelle Anpralltests . . . . .	26
2.3.2	Numerische Simulation . . . . .	34
2.4	Schutzmaßnahmen . . . . .	36
2.4.1	Betonschutzwände . . . . .	37
2.4.2	Punktuelle Zusatzausrüstung . . . . .	38
2.4.3	Kontinuierliche Zusatzausrüstung . . . . .	39
2.4.4	Potentielle Wirksamkeit der Schutzmaßnahmen . . . . .	41
2.5	Offene Fragestellungen . . . . .	42
<b>3</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>45</b>
3.1	Analyse des realen Unfallgeschehens . . . . .	47
3.1.1	Verwendete Datenbanken . . . . .	48
3.1.2	Struktur der Datenbank-Auswertung . . . . .	50
3.2	Helm-Modell . . . . .	55

---

3.2.1	Ausgangsmodell . . . . .	56
3.2.2	Modellierung des Absorptionsschaums . . . . .	56
3.2.3	Kopf-Helm-Interaktion . . . . .	60
3.3	Simulation von Anprallkonfigurationen . . . . .	65
3.3.1	Modelle und Randbedingungen . . . . .	65
3.3.2	Biomechanische Belastungen . . . . .	69
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>73</b>
4.1	Analyse des realen Unfallgeschehens . . . . .	73
4.1.1	Vorauswahl . . . . .	73
4.1.2	Unfallhergang . . . . .	77
4.1.3	Verletzungsdetails . . . . .	81
4.2	Helm-Modell . . . . .	85
4.2.1	Absorptionsschaum . . . . .	85
4.2.2	Kopf-Helm-Interaktion . . . . .	87
4.3	Simulation von Anprallkonfigurationen . . . . .	91
4.3.1	Belastungen von Kopf und Halswirbelsäule . . . . .	91
4.3.2	Belastung des Thorax . . . . .	94
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>101</b>
5.1	Analyse des realen Unfallgeschehens . . . . .	101
5.1.1	Vorauswahl . . . . .	101
5.1.2	Unfallhergang . . . . .	102
5.1.3	Verletzungsdetails . . . . .	105
5.2	Helm-Modell . . . . .	109
5.2.1	Absorptionsschaum . . . . .	109

5.2.2	Kopf-Helm-Interaktion . . . . .	112
5.3	Simulation von Anprallkonfigurationen . . . . .	116
5.3.1	Dynamik des Anprallvorganges . . . . .	116
5.3.2	Bewertung der biomechanischen Belastungswerte . . . . .	118
5.3.3	Einfluss der Randbedingungen und Modelle . . . . .	120
5.4	Schlussfolgerungen . . . . .	123
<b>6</b>	<b>Ausblick</b>	<b>127</b>
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>129</b>
<b>A</b>	<b>Anpralltest nach spanischer Norm</b>	<b>133</b>
<b>B</b>	<b>Materialbeschreibung Absorptionsschaum</b>	<b>135</b>



# Abbildungsverzeichnis

2.1	Schematische Darstellung einer Schutzplanke (nach [33]) . . . . .	20
2.2	Schematische Darstellung einer Betonschutzwand („New-Jersey-Profil“) . .	21
2.3	Anprallkonfigurationen für LIER-Tests (nach [68]) . . . . .	27
2.4	Anprallkonfigurationen 1 für spanische Norm (nach [23]) . . . . .	31
2.5	Anprallkonfigurationen 2 für spanische Norm (nach [23]) . . . . .	31
2.6	Anprallkonfigurationen 3 für spanische Norm (nach [23]) . . . . .	31
2.7	Modifizierte Dummy-Schulter entsprechend UNE 135900-1 (nach [70]) . . .	32
2.8	Horizontale Querschnitte von Schutzplankenpfosten und Ummantelung . .	38
2.9	Unterzüge Mototub, Plastrail, Ecran Motard und System Motorail (von oben rechts im Uhrzeigersinn, nach [6]) . . . . .	40
2.10	Schweizer Kastenprofil mit Unterzug (nach [19]) . . . . .	41
3.1	Menschmodellierung für die passive Fahrzeugsicherheit (nach [69]) . . . . .	46
3.2	Vorgestellter Modellierungsansatz (nach [69]) . . . . .	46
3.3	Darstellung der Arbeitsschritte A bis C mit ihren Eingangsdaten und Er- gebnissen . . . . .	47
3.4	Betrachtete Anprallobjekte . . . . .	52
3.5	Verwendeter Helm (Quelle: Fundación CIDAUT) . . . . .	56
3.6	Hauptbestandteile des Helmmodells (nach [77]) . . . . .	57
3.7	Sequenz des Helmaufpralls mit 6 m/s (Quelle: Fundación CIDAUT) . . . . .	58

3.8	Darstellung der verwendeten Raumachsen für die Falltestanalyse in der Ausgangslage (nach [77]) . . . . .	58
3.9	Translatorische Beschleunigungen in drei Raumrichtungen für den Falltest mit 6 m/s (nach [77]) . . . . .	59
3.10	Translatorische Beschleunigungen in drei Raumrichtungen für den Falltest mit 7 m/s (nach [77]) . . . . .	60
3.11	Prinzipielle Darstellung der Ausgangsposition in der Aufprägsimulation (nach [77])	61
3.12	Darstellung der Ausgangsposition zur Kinnriemenanpassung (nach [77]) . .	63
3.13	Lage des Massenschwerpunktes des Kopfmodells A und des zusätzlichen Messpunktes am Schädel B (Ansicht des in der Median-Sagittalebene aufgeschnittenen Schädelmodells) . . . . .	64
3.14	HUMOS-Modell als Skelett mit transparenter Haut (links) und als Skelett mit inneren Organen (rechts) . . . . .	66
3.15	FE-Modell einer Schutzeinrichtung mit Unterzug, entwickelt von der Fundación CIDAUT . . . . .	67
3.16	Ausgangsposition für die Simulation des schrägen Anpralls . . . . .	68
3.17	Lage der für die Bestimmung der lateralen Kompression verwendeten Thoraxumfangskonturen (Höhenangaben in mittlerer Axillarlinie entlang der Longitudinalachse) . . . . .	69
3.18	Wahrscheinlichkeit des Auftretens von Verletzungen bestimmter AIS-Grade in Abhängigkeit der Kompression der lateral belasteten Thoraxhälfte für zwei Lebensalter (aus [52]) . . . . .	70
4.1	DEKRA-Datenbank - Unfall-Gesamtverletzungsschwere . . . . .	74
4.2	COST-Datenbank - Unfall-Gesamtverletzungsschwere . . . . .	74
4.3	MAIDS-Datenbank - Unfall-Gesamtverletzungsschwere . . . . .	75
4.4	GIDAS-Datenbank - Unfall-Gesamtverletzungsschwere . . . . .	75
4.5	DEKRA-Datenbank - Primärkollisionsgeschwindigkeit bei Unfällen mit Anprall an verschiedene Objektarten . . . . .	78
4.6	COST-Datenbank - Primärkollisionsgeschwindigkeit bei Unfällen mit Anprall an verschiedene Objektarten . . . . .	79

4.7	MAIDS-Datenbank - Primärkollisionsgeschwindigkeit bei Unfällen mit Anprall an verschiedene Objektarten . . . . .	79
4.8	GIDAS-Datenbank - Geschwindigkeit bei Anprall an verschiedene Objektarten bzw. bei Primärkollision . . . . .	80
4.9	GIDAS-Datenbank - Abkommenswinkel . . . . .	81
4.10	Anteil der Unfallopfer mit bestimmten MAIS-Graden, nach verletzungsverursachender Anprallobjektart . . . . .	82
4.11	Verletzungsschwere je Unfallopfer . . . . .	82
4.12	Anteil der Unfallopfer mit Verletzung bestimmter Körperregionen, nach verletzungsverursachender Anprallobjektart . . . . .	84
4.13	Anteil der Anprallvorgänge mit Verletzung bestimmter Körperregionen, nach verletzungsverursachender Anprallobjektart . . . . .	84
4.14	Beschleunigungsverlauf in z-Richtung – Simulation des Falltests mit 6 m/s (Filter CFC180) . . . . .	86
4.15	Beschleunigungsverlauf in z-Richtung – Simulation des Falltests mit 7 m/s (Filter CFC180) . . . . .	86
4.16	Darstellung der Ausgangs- und Endposition der Helmanpassung . . . . .	88
4.17	Darstellung der Schaumdeformation durch die Helmanpassung . . . . .	88
4.18	Verlauf des Betrages der resultierenden translatorischen Beschleunigung im Massenschwerpunkt des Kopfmodells für zwei Modellierungsvarianten der Kopf-Helm-Interaktion . . . . .	89
4.19	Verlauf des Rotationswinkels (in rad) des Schädels um die Sagittalachse für zwei Modellierungsvarianten der Kopf-Helm-Interaktion . . . . .	90
4.20	Verlauf des Betrages der Gesamtkontaktkraft zwischen Kopf und angepasstem Helmmodell verglichen mit Verlauf der internen Energie des virtuellen Materials der Klebeverbindung (Filter SAE180) . . . . .	90
4.21	Schräger Anprall: Ansicht von unten 16, 34, 52 und 70 Millisekunden nach dem Erstkontakt (von oben nach unten) . . . . .	92
4.22	Seitlicher Anprall: Ansicht von unten 16, 34, 52 und 70 Millisekunden nach dem Erstkontakt (von oben nach unten) . . . . .	93

---

4.23	Schräger Anprall: Verlauf der seitlichen Thorax-Kompression auf Höhe der vierten Rippe (in mittlerer Axillarlinie) . . . . .	95
4.24	Schräger Anprall: Verlauf der seitlichen Thorax-Kompression auf Höhe der achten Rippe (in mittlerer Axillarlinie) . . . . .	95
4.25	Schräger Anprall: Verlauf der seitlichen Thorax-Kompression auf Höhe der zwölften Rippe (in mittlerer Axillarlinie) . . . . .	96
4.26	Seitlicher Anprall: Verlauf der seitlichen Thorax-Kompression auf Höhe der vierten Rippe (in mittlerer Axillarlinie) . . . . .	96
4.27	Seitlicher Anprall: Verlauf der seitlichen Thorax-Kompression auf Höhe der achten Rippe (in mittlerer Axillarlinie) . . . . .	97
4.28	Seitlicher Anprall: Verlauf der seitlichen Thorax-Kompression auf Höhe der zwölften Rippe (in mittlerer Axillarlinie) . . . . .	97
6.1	Aufbau eines von der Fundación CIDAUT durchgeführten Tests zur Vorbereitung einer europäischen Norm (aus [70]) . . . . .	128
A.1	Korridore der Limits für Halsscherkräfte (Sagittalachse; spanische Norm) .	133
A.2	Korridore der Limits für Halszugkraft (Longitudinalachse; spanische Norm)	134
A.3	Korridore der Limits für Halsdruckkraft (Longitudinalachse; spanische Norm)	134
B.1	Materialkarte des Absorptionsschaums - Pamcrash Materialtyp 21 . . . . .	135

# Tabellenverzeichnis

2.1	Biomechanische Messgrößen und verwendete Limits für LIER-Versuche [18]	28
2.2	Biomechanische Messgrößen und verwendete Limits für DEKRA-Versuche [19]	30
2.3	Biomechanische Messgrößen und verwendete Limits für spanische Norm . .	32
2.4	Biomechanische Messgrößen und verwendete Limits für DEKRA-Versuche mit MATD sitzend und Hybrid III liegend [38] . . . . .	33
2.5	Biomechanische Messgrößen und verwendete Limits für Simulationen von Sala und Astori [78] . . . . .	35
4.1	COST-Datenbank - Alleinunfälle bei Anprall an verschiedene Objektarten .	77
4.2	MAIDS-Datenbank - Alleinunfälle bei Anprall an verschiedene Objektarten	77
4.3	GIDAS-Datenbank - Alleinunfälle bei Anprall an verschiedene Objektarten	77
4.4	Kopfverletzungskriterium HIC und Beschleunigung des Kopfschwerpunktes (in Vielfachen der Erdbeschleunigung $g$ ) für beide simulierte Konfigurationen	94
4.5	Maxima der zwischen siebtem Halswirbel und erstem Brustwirbel berechneten Kräfte für beide simulierte Konfigurationen . . . . .	94
4.6	Kompressionsmaxima der lateral belasteten Thoraxhälfte bezogen auf die Gesamtthoraxbreite für beide simulierte Konfigurationen . . . . .	98
4.7	Wahrscheinlichkeiten für das Eintreten von Thoraxverletzungen der AIS-Stufe 3 oder höher unter Berücksichtigung verschiedener Messstellen für beide simulierte Konfigurationen . . . . .	99
B.1	Wertepaare der Spannungs-Dehnungs-Funktion für den Absorptionsschaum	136



# Kapitel 1

## Einleitung

Die Teilnahme am Straßenverkehr ist grundsätzlich mit dem Risiko verbunden, einen Unfall zu erleiden. Die Höhe des Risikos ist dabei u.a. abhängig vom Transportmittel. Für Motorrad- und Mopedaufsassenden ist das Risiko, durch einen Straßenverkehrsunfall getötet zu werden, deutlich höher als für Insassen von Personenkraftwagen. Obwohl in Deutschland motorisierte Zweiräder nur etwa 9 Prozent des Fahrzeugbestandes ausmachen, fallen in die Gruppe ihrer Benutzer etwa 15 Prozent aller getöteten Verkehrsteilnehmer [44]. Auf den Straßen der 15 ersten EU-Mitgliedstaaten starben im Jahr 2004 mehr als 6400 Benutzer motorisierter Zweiräder [11, 40].

Neben der Höhe des Unfallrisikos ist auch die Entwicklung der Unfallzahlen für die verschiedenen Arten von Straßenverkehrsteilnehmern unterschiedlich. Während im Allgemeinen bis 2006 in Deutschland über viele Jahre eine Reduktion der Verunglücktenzahl zu beobachten war [11], folgen die Zahlen für einige Gruppen ungeschützter Verkehrsteilnehmer, wie z.B. Fahrradfahrer, nicht diesem Trend [37].

Der Anteil der Nutzer motorisierter Zweiräder an den Unfalldtoden in Deutschland hat sich zwischen 1992 und 2003 von 11,1 Prozent auf 16,6 Prozent erhöht [44]. In den übrigen EU-15-Staaten ist die Zahl der getöteten Motorradaufsassenden zwischen 1995 und 2004 um 22 Prozent gestiegen [13]. Vor diesem Hintergrund zählte die Europäische Kommission in einer Mitteilung [10] die Motorrad-Todesfälle zu den höchst besorgniserregenden Zahlen. Ähnliche Entwicklungen können weltweit beobachtet werden. So hat die amerikanische Straßenverkehrssicherheitsbehörde NHTSA 2007 die Reduktion der Motorrad-Unfallzahlen zur größten Herausforderung der Straßenverkehrssicherheit erklärt [12]. Die Weltgesundheitsorganisation stellte im gleichen Jahr fest, dass die Verletzungsfolgen aus Motorradunfällen mit Beteiligung junger Menschen in Asien zu einem Massenproblem im Gesundheitswesen geworden sind [14].

Die auf der Straße oder in deren näherer Umgebung befindlichen Bauelemente können für die Entstehung und den Ausgang von Unfällen von großer Bedeutung sein. Dies ist

insbesondere für Unfälle motorisierter Zweiräder der Fall. Hier kann die sogenannte Straßenausstattung unmittelbar an der Verletzungsentstehung beteiligt sein. Zweiradbenutzer können - im Gegensatz zu Fahrzeuginsassen - direkten Körperkontakt mit diesen Objekten erfahren.

Innerhalb der Straßenausstattung haben passive Schutzeinrichtungen eine besondere Rolle bezüglich des Unfallgeschehens. Zu dieser Kategorie zählen Schutzplanken aus Stahl und Gleitwände aus Beton. Eine ihrer wichtigsten Funktionen ist der Schutz von Verkehrsteilnehmern vor Kollisionen mit anderen Objekten. Vor dem Einsatz eines solchen Systems muss im Einzelfall entschieden werden, ob der Anprall an ein bestimmtes Objekt oder an eine Schutzeinrichtung mit dem geringeren Verletzungsrisiko verbunden ist.

Die Beantwortung dieser Frage und die Gestaltung der Schutzsysteme erfolgten in der Vergangenheit hauptsächlich einseitig mit Blick auf die Insassen mehrspuriger Fahrzeuge. Es ist ein seit langem bekanntes Problem, dass hier ein Interessenkonflikt zwischen den verschiedenen Gruppen von Verkehrsteilnehmern besteht. Der Umstand, dass Systeme zum Schutz einer Gruppe negative Effekte auf die Sicherheit einer anderen Gruppe haben, macht die Situation unter sozialen Gesichtspunkten schwer akzeptierbar [5].

Seit geraumer Zeit – in Deutschland beispielsweise seit 1984 [83] – werden Anstrengungen zur Verbesserung dieser Situation unternommen. Die Beurteilung der Wirksamkeit von Maßnahmen zur Lösung dieses Konfliktes ist allerdings bis zur Gegenwart mit großen Problemen verbunden. Weder die Auswertung von Unfalldaten noch die Anwendung gängiger biomechanischer Untersuchungsmethoden haben hier zufriedenstellende Ergebnisse geliefert.

In der vorliegenden Arbeit wird als ein Ansatz die numerischen Crash-Simulation mit einem Finite-Elemente-Menschmodell zur Untersuchung der Interaktion eines Zweiradaufsassens mit Elementen der Straßenausstattung im Falle eines Anpralls vorgestellt. Die Methode soll neue Einblicke in die Verletzungsentstehung bei diesem speziellen Problem ermöglichen. Als Grundlage für diese Untersuchungen werden Auswertungen von fallbasierten Unfalldatenbanken verwendet.

# Kapitel 2

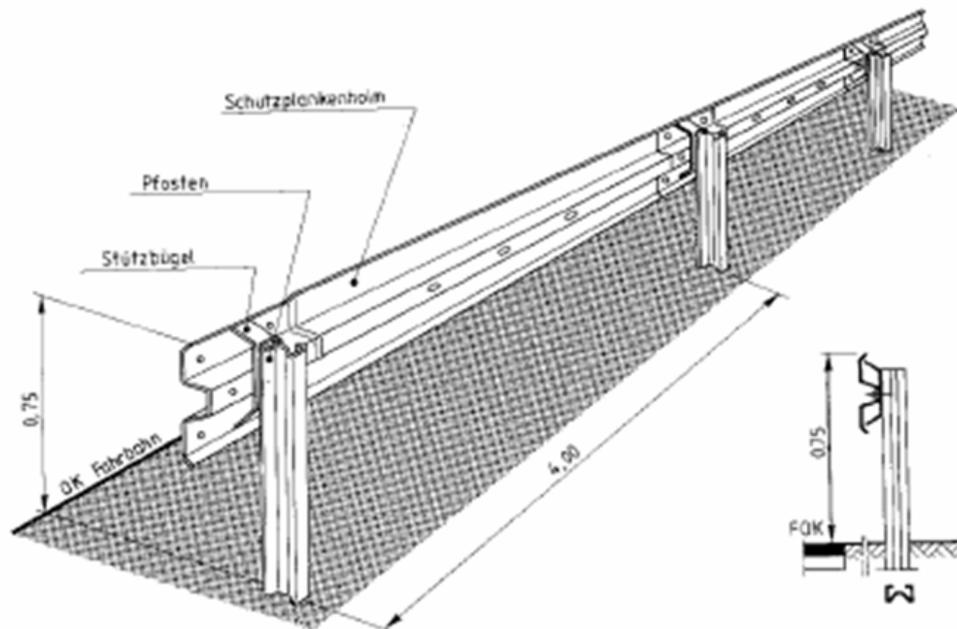
## Theoretische Grundlagen

Bauelemente, die sich auf der Straße oder in deren näherer Umgebung befinden, werden unter dem Begriff Straßenausstattung zusammengefasst. Beispiele dafür sind Ampelanlagen, Verkehrsschilder oder Bordsteine. Des Weiteren zählen passive Schutzeinrichtungen dazu, die auch als Fahrzeugrückhaltesysteme bezeichnet werden.

Die Funktion passiver Schutzeinrichtungen an Straßen besteht darin, das Abkommen eines Fahrzeuges von der Fahrbahn bzw. der näheren Fahrbahnumgebung zu verhindern. Solche Straßenschutzeinrichtungen werden dort zweckmäßig eingesetzt, wo ein Abkommen von der Fahrbahn mit einem hohen Verletzungsrisiko für die Verkehrsteilnehmer oder unbeteiligte Dritte verbunden ist. Dies kann z.B. der Fall sein bei einem Niveausprung neben der Fahrbahn oder bei dem Vorhandensein fester Hindernisse in der Fahrbahnumgebung. Ebenso kann die räumliche Nähe anderer Verkehrswege einen Grund zum Einsatz solcher Systeme darstellen. Für Deutschland werden in den „Richtlinien für passive Schutzeinrichtungen an Straßen“ [33] die Einsatzkriterien vorgeschrieben.

Das Abkommen eines Fahrzeuges von der Fahrbahn kann durch eine auffangende oder eine abweisende Schutzeinrichtung verhindert werden. Zu den auffangenden Einrichtungen gehören Anpralldämpfer, die punktuell eingesetzt werden. Durch Deformation ihrer Struktur kann kinetische Energie umgewandelt werden und dadurch die Geschwindigkeit eines Fahrzeuges abgebaut werden. Diese Einrichtungen sollen im Folgenden nicht weiter betrachtet werden. Wesentlich häufiger als auffangende werden abweisende Schutzeinrichtungen verwendet. Der Einbau abweisender Schutzeinrichtungen erfolgt parallel zum Fahrbahnrand. Ihre Funktion ist es, abkommende Fahrzeuge umzulenken, so dass sie an der Schutzeinrichtung abgleiten und dabei ihre Geschwindigkeit bis zum Stillstand abbauen können, ohne sich in den Verkehrsstrom zurückzubewegen.

Abweisende Schutzeinrichtungen können in zwei Gruppen eingeteilt werden: Beton- und Stahlssysteme. Bei den Betonschutzsystemen spricht man von Betonschutzwänden oder Gleitwänden aus Beton. Die Stahlssysteme werden als Schutzplanken, veraltet auch als

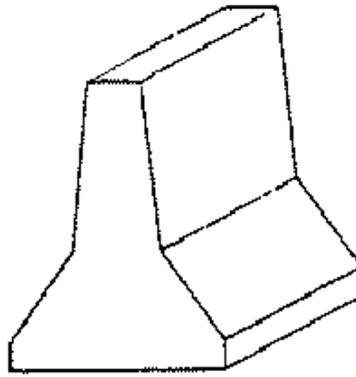


**Abbildung 2.1:** Schematische Darstellung einer Schutzplanke (nach [33])

Leitplanken bezeichnet. In den Abbildungen 2.1 und 2.2 wird je ein Beispiel für beide Systeme gezeigt. Schutzplanken bestehen aus dem Holm – einem horizontal verlaufenden, profilierten Stahlblech – sowie aus Pfosten, die im regelmäßigen Abstand den Holm mit dem Untergrund verbinden. Eine solche Konstruktion weist außer dem tragenden Teilstück, das die eigentliche Funktion erfüllt, noch eine Anfangs- und Endkonstruktion auf. Diese werden als Absenkung bezeichnet. In einigen Staaten finden auch Stahlsysteme Anwendung, bei denen statt eines Holmes mehrere Stahlseile die Pfosten verbinden.

Die deutsche und europäische Norm DIN EN 1317 [1] beschreibt die Prüfungen, denen passive Schutzeinrichtungen vor ihrem Einsatz unterzogen werden müssen. Mit Hilfe dieser Prüfungen wird untersucht, wie hoch beim Anprall die auf Fahrzeug und Insassen wirkenden Beschleunigungen sind. Außerdem wird bestimmt, welche Klasse von Fahrzeugen unter den spezifischen Testbedingungen vom System aufgehalten werden kann. Zusätzlich wird gemessen, wie weit sich das System während eines Anpralls seitlich bewegt.

Hinsichtlich der Funktion passiver Schutzeinrichtungen bestehen unterschiedliche Anforderungen für die verschiedenen Gruppen von Verkehrsteilnehmern. Daraus ergibt sich ein grundsätzlicher Interessenskonflikt zwischen den Insassen mehrspuriger Fahrzeuge und den Benutzern motorisierter Zweiräder. Zu letztgenannter Kategorie gehören Aufsassen von Krafträdern, Leichtkrafträdern, Kleinkrafträdern und Fahrrädern mit Hilfsmotor. Inner-



**Abbildung 2.2:** Schematische Darstellung einer Betonschutzwand („New-Jersey-Profil“)

halb dieser Gruppen (mit Ausnahme der Fahrräder mit Hilfsmotor) wird zwischen der Bauart Motorrad und der Bauart Motorroller unterschieden. Ein Motorroller besitzt im Unterschied zum Motorrad einen Durchstieg, d.h. es befinden sich keine Fahrzeugteile zwischen den Knien des Fahrers.

Die unterschiedlichen Anforderungen an die passiven Schutzeinrichtungen ergeben sich, je nach Art des Verkehrsteilnehmers, aus den unterschiedlichen Massen der Fahrzeuge und aus der Tatsache, dass Zweiradaufsassen sehr einfach direkten Körperkontakt mit ihrer Umgebung erfahren können. Die Unterschiede in den Anforderungen betreffen dabei die Konstruktion sowie die grundsätzliche Frage nach der Notwendigkeit des Einbaus einer Schutzeinrichtung. Aus der Sicht der Insassen eines zweispurigen Kraftfahrzeuges ist es grundsätzlich erstrebenswert, den Anprall an einen im Fahrbahnumfeld befindlichen Baum oder Pfahl durch den Einbau einer Schutzeinrichtung zu verhindern. Aus Sicht eines Zweiradaufsassen kann diese Zielsetzung nicht ohne nähere Betrachtung der Risiken beim Anprall übernommen werden. Aufgrund der im Vergleich zum Insassen fehlenden Fahrgastzelle muss auch die Schutzeinrichtung selbst als potentiell gefährliches Anprallobjekt in Betracht gezogen werden. Deshalb ist die Frage nach dem für Zweiradaufsassen weniger gefährlichen Anprallobjekt sehr komplex.

In der konstruktiven Ausführung von Schutzsystemen, insbesondere von Schutzplanken, ist das Problem der einseitigen Optimierung zum Schutz einer Gruppe von Verkehrsteilnehmern entstanden. Der Rückgang der Verkehrsofferzahlen für die Insassen mehrspuriger Fahrzeuge und die Stagnation bzw. Zunahme der Unfallzahlen für motorisierte Zweiräder verleihen diesem Interessenskonflikt ein besonderes Gewicht. So sind beispielsweise in den Vereinigten Staaten im Jahr 2005 erstmals mehr Motorradfahrer als Insassen von Personenkraftwagen (PKW) bei einem Anprall an Metallschutzplanken gestorben [34].

Im Folgenden wird dargestellt, welche Erkenntnisse in der Vergangenheit zur Interaktion zwischen Aufsassen motorisierter Zweiräder und Elementen der Straßenausstattung gewonnen werden konnten. Dies geschieht zunächst mit Blick auf das Unfallgeschehen. Daraufhin

werden die Erkenntnisse bezüglich der für dieses Problem relevanten Verletzungsmechanismen dargestellt. Schließlich erfolgt ein Abriss der bisher angewandten Untersuchungsmethoden und der vorgeschlagenen und eingesetzten Maßnahmen zur Lösung des Problems.

## 2.1 Unfallgeschehen

In Deutschland ereigneten sich nach König et al. [44] in den Jahren 2000 bis 2002 nahezu 80 Prozent aller Unfälle mit getöteten Motorradfahrern außerhalb geschlossener Ortschaften. Die Autoren stellten für Außerortsunfälle fest, dass diese in mehr als 40 Prozent der Fälle als Alleinunfälle eingeordnet wurden. Bei einem solchen Unfall werden Verletzungen nicht durch den Anprall an einem anderen Fahrzeug bzw. Verkehrsteilnehmer, sondern durch nicht bewegte Objekte oder durch das eigene Fahrzeug verursacht.

Die „Motorcycle Accident In-Depth“-Studie(MAIDS) [8] zeigte, dass ein Anprall an ein festes Hindernis innerorts in 4,2 Prozent aller Unfälle und außerorts in 19,7 Prozent aller Unfälle auftritt. Außerorts stellen diese Hindernisse damit den zweithäufigsten Anprallpartner nach einem Kraftfahrzeug dar. Schuller et al. [85] stellten in 30 Prozent aller Zweiradunfälle, in denen es zum Verlassen der Fahrbahn kam, eine Kollision mit einem festen Hindernis fest. In der Arbeit von Pothin und Desire [72] wurde das Risiko eines Anpralls für Motorradfahrer mit dem von PKW-Insassen verglichen. Dabei waren Motorräder in weniger Unfällen mit festen Hindernissen involviert als Personenkraftwagen. Dies wurde dem größeren Vermögen des Zweirades, einem schmalen Objekt auszuweichen, zugeschrieben. Von den tödlichen Unfällen mit festen Hindernissen entfielen 18 Prozent auf Metall-Schutzplanken und 1,7 Prozent auf Beton-Schutzwände. Bei Unfällen außerorts lag dieser Anteil für Metall-Schutzplanken bei 30 Prozent.

In verschiedenen Studien wurde bereits die Häufigkeit der Verwicklung von passiven Straßenschutzeinrichtungen in der Gesamtheit der Zweiradunfälle mit Verletzungen oder tödlichem Ausgang analysiert. So stellten Otte et al. [62] fest, dass 1,8 Prozent aller Verletzungen und 3,4 Prozent aller Todesfälle auf einen Leitplankenanprall zurückzuführen sind. Gibson und Benetatos [36] fanden in 2,4 Prozent der tödlichen Unfälle einen Anprall an Schutzeinrichtungen. Jüngere Veröffentlichungen dazu enthielten etwas höhere Anteile, mit vier Prozent [41], 6,5 Prozent [24] bzw. acht Prozent [9].

In der Vergangenheit wurde auch versucht, die Schwere der Folgen eines Anpralls an feste Hindernisse zu quantifizieren. Für einen solchen Anprall ergab sich den Untersuchungen von Hell und Lob [39] zufolge eine doppelt so hohe Todesfallrate wie bei der Gesamtheit der analysierten Motorradunfälle. Ouellet [64] stellte heraus, dass ein Anprall an Straßenschutzeinrichtungen mit einer um etwa 50 Prozent höheren Todesfallquote gefährlicher ist als ein Zweiradunfall im Allgemeinen. Quincy et al. [73] fanden ein auf das Fünffache erhöhtes Todesfall-Risiko für Zweiradunfälle beim Auftreten eines Anpralls an Schutzeinrichtungen. Die Studien von Schnüll et al. [82], Ellmers [27], FEMA [6] und Gibson und

Benetatos [36] zeigten für eine ebensolche Analyse ein ungefähr auf das Doppelte erhöhtes Risiko. Gabler [34] stellte für Motorradunfälle beim Anprall an eine Betonschutzwand ein um mehr als 50 Prozent erhöhtes Todesfall-Risiko gegenüber dem Anprall an einen PKW fest. Für den Anprall an eine Metall-Schutzplanke fand der Autor eine entsprechende Erhöhung des Risikos auf über 250 Prozent.

Die Folgen eines Unfalls lassen sich auch anhand der Schwere der Verletzungen charakterisieren. Eine der gebräuchlichsten Verletzungsklassifizierungen stellt die „Abbreviated Injury Scale“ (AIS) [15] dar. Dabei werden Verletzungen den Stufen null (unverletzt) bis sechs (tödlich verletzt) zugeordnet. Otte [61] fand für Unfälle mit Primäranprall an PKW in 0,5 Prozent der Fälle Verletzungen, die nach der AIS der Stufe vier und höher zugeordnet werden. Dieser Anteil betrug für Unfälle mit Primäranprall an andere Objekte 11,4 Prozent. In gleicher Weise wurden im Rahmen der MAIDS-Studie [8] Verletzungen durch Schutzplanken analysiert. Verletzungsschweren der Stufe AIS 4 und höher traten dabei in 6,1 Prozent aller Unfälle und in 16,6 Prozent der Unfälle mit Schutzeinrichtungskontakt auf.

Ouellet [64] untersuchte die Schwere eines Anpralls an Schutzeinrichtungen im Vergleich zu anderen Anprallobjekten. Schwere Verletzungen, entsprechend der Stufe AIS 3 und höher, traten beim Anprall an Schutzeinrichtungen häufiger auf als beim Aufprall auf die Straßenoberfläche, jedoch seltener als beim Anprall an Bäume oder Pfähle. Klöckner und Ellmers [43] stellten fest, dass der Anprall an Bäume durchschnittlich eine doppelt so hohe Verletzungsschwere zur Folge hat wie der Anprall an Schutzplanken.

Hinsichtlich der Details des Unfallhergangs wurden in verschiedenen Studien Geschwindigkeiten, Anprallwinkel, relative Lage von Aufsassen und Zweirad sowie die Lokalisation der Unfälle untersucht. Pothin und Desire [72] analysierten, an welchen Stellen Unfälle mit einem Anprall an Elemente der Straßenausstattung auftraten. Ein Anprall an Metall-Schutzplanken trat am häufigsten in Kurven und auf zweispurigen National- und Regionalverbindungsstraßen auf. Eine Studie der französischen Straßenverkehrssicherheitsbehörde SETRA [5] zeigte, dass sich von 46 Unfällen mit Schutzeinrichtungsanprall 19 auf einer Autobahn, 27 auf einer Landstraße und acht auf oder nahe einer Kreuzung ereigneten. Weiterhin befand sich in 31 dieser 46 Fälle die Unfallstelle in einer Kurve, davon wiederum lag in 24 Fällen die Anprallstelle an deren Außenrand.

Nach Bürkle und Berg [19] liegt die Anprallgeschwindigkeit in den meisten Fällen zwischen 41 und 50 km/h. Quincy et al. [73] fanden bei 38 Fällen eines tödlichen Schutzeinrichtungsanpralls in 42 Prozent der Fälle eine aufrechte Position des Zweirads mit dem Aufsassen in Fahrposition. In 34 Prozent der Fälle rutschte der Aufsasse im Verbund mit dem Zweirad in die Schutzeinrichtung, und in 24 Prozent rutschte er nach vorheriger Trennung vom Zweirad in das Hindernis. In der zuvor genannten SETRA-Studie [5] wurden auf ähnliche Weise 46 Unfälle mit Schutzeinrichtungsanprall und tödlichem Ausgang untersucht. Dabei wurde in 25 Fällen eine aufrechte Anprallposition festgestellt und in 18 Fällen trat ein rutschender Anprall in liegender Position auf. Auch Bürkle und Berg [19] fanden zum Zeitpunkt des

Anpralls in je etwa der Hälfte der Fälle eine aufrechte bzw. eine rutschende Position, wobei der rutschende Anprall hier in der Gruppe der schwerstverletzten (AIS-Werte 5 und 6) dominierte. Beim Anprall in aufrechter Position kann es zum Überwurf des Aufsassen in den Bereich hinter der Schutzeinrichtung kommen. Dies wurde von Ouellet [64] in 2,7 Prozent aller untersuchten Unfälle beobachtet.

In 33 von 46 der in der SETRA-Studie [5] betrachteten Fälle trat ein Anprall an einen Schutzplanken-Pfosten auf. Gibson und Benetatos [36] demonstrierten, dass ein hohes Risiko eines Pfostenanpralls bei der Annäherung an eine Schutzplanke in rutschender Position besteht. Danach beträgt für einen Pfostenabstand von 2,5 Metern und einen Winkel zwischen Geschwindigkeitsvektor und Schutzeinrichtungslängsachse von 30 Grad die Wahrscheinlichkeit eines Pfostenanpralls 35 Prozent. Diese erhöht sich auf 70 Prozent, wenn der Annäherungswinkel auf 15 Grad sinkt. Bürkle und Berg [19] fanden in ihren Untersuchungen, dass der Anprall-Winkel fast ausschließlich unter 30 Grad lag, mehrheitlich sogar unter 10 Grad.

Ein repräsentatives Anprall-Szenario für Unfälle in Queensland (Australien) wurde von Duncan et al. [26] beschrieben. Die Autoren empfehlen dabei, dass sich zukünftige Untersuchungen auf den rutschenden Anprall in liegender Position unter einem Anprallwinkel von etwa zwölf Grad konzentrieren sollten. Allerdings basiert diese Empfehlung ausschließlich auf den Ergebnissen von Befragungen von Polizisten und anderen Beobachtern des Unfallgeschehens. Auch Quincy et al. [73] fanden, dass ein rutschender Anprall im spitzen Winkel in einer Kurve ein für die meisten Fälle typisches Szenario darstellt.

## 2.2 Verletzungsmechanismen

Bei der Untersuchung des Anpralls an Schutzeinrichtungen sah Ouellet [64] verletzungsverursachende Objekte hauptsächlich in steifen, schwer deformierbaren Oberflächen, die sich senkrecht zur Bewegungsrichtung des Motorradfahrers ausbreiten. Seinen Untersuchungen zu Folge kam es für die Fahrer, die sich bei einem Anprall in aufrechter Fahrposition befanden, typischerweise zum Abgleiten des Oberkörpers am Holm. Dies führte dann zum Verfangen an den oberen Enden der Pfosten bzw. der Distanzstücke zwischen Pfosten und Holm. Dagegen stellte bei rutschendem Anprall die Basis der Pfosten das typischerweise verletzungsverursachende Objekt dar.

Schueler et al. [83] führten zum Thema Schutzplankenprall eine detaillierte Analyse und Rekonstruktion von zwölf Einzelfällen mit 14 Verletzten durch. Darunter gab es sieben Todesopfer. Fünf davon wurden ausschließlich einem Anprall an einen Schutzplanken-Pfosten zugeschrieben. Diese Pfosten waren ausnahmslos vom Typ IPE-100 (siehe dazu Abbildung 2.8). Die scharfkantige Oberfläche dieses Typs wurde als besonders gefährdend angesehen. Mehrfach beobachtete Verletzungsmechanismen waren Überbelastungen der Halswirbelsäule auf Zug, Scherung und Biegung sowie Schädel-Hirn-Traumata, die durch den

Anprall des helmgeschützten Kopfes an einen Pfosten verursacht wurden. Ein Abriss der Arteria subclavia wurde mehrfach im Zusammenhang mit einem Anprall der Schulter- bzw. Oberarmregion beobachtet. Aus den Ergebnissen der Studie wurde gefolgert, dass ein Anprall an eine Metall-Schutzplanke bereits bei einer Geschwindigkeit von etwa 20 km/h tödlich verlaufen kann.

Vier Versuche mit post-mortalen Test-Objekten wurden von Schueler et al. [84] durchgeführt, um den potentiellen Nutzen von Pfosten-Ummantelungen (siehe Abschnitt 2.4.2) zu untersuchen. Dabei wurde jeweils ein Anprall des abgespreizten Oberarmes an den Pfosten mit einer Geschwindigkeit von 32 bis 33 km/h herbeigeführt. Die beobachteten Verletzungen reichten von nur leichten Kontusionen über einfache Humerus- und Radius-Brüche bis zur subtotalen Amputation des Oberarms.

Otte et al. [62] stellten fest, dass durch Schutzplanken verursachte Verletzungen hauptsächlich die unteren Extremitäten betreffen. Dagegen fanden Quincy et al. [73], dass im speziellen Fall der durch Schutzplanken-Pfosten verursachten Verletzungen die meisten und schwerwiegendsten im Kopf-Bereich liegen. In Alleinunfällen mit Anprall an ein festes Hindernis werden den Untersuchungen von Hell und Lob [39] zu Folge Kopf und Thorax besonders oft verletzt. Hier liegt das Risiko einer Verletzung für diese beiden Körperregionen um 50 Prozent höher als im Durchschnitt aller untersuchten Motorradunfälle. Nach den Ergebnissen der MAIDS-Studie [8] werden bei Unfällen mit Schutzeinrichtungs-Anprall die Wirbelsäulen- und die Abdomenregion überdurchschnittlich oft verletzt, die Extremitäten sowie die Thoraxregion dagegen unterdurchschnittlich oft.

Der ausgewerteten Literatur zu Folge stellt sich das Verletzungsrisiko für einen Zweirad-Aufsassen beim Anprall an ein festes Hindernis als abhängig von der Steifigkeit und von der Größe der getroffenen Oberfläche dar. Kleine, besonders steife Objekte wie ein Schutzplanken-Pfosten können einerseits hohe auf den Körper wirkende Kräfte verursachen und andererseits eine Konzentration dieser Kräfte auf einen kleinen Bereich des menschlichen Körpers bewirken. Die räumliche Lage und Orientierung des menschlichen Körpers beim Anprall bestimmt, welche Körperregionen getroffen werden. Dies ist wiederum maßgeblich für die potentielle Schwere der verursachten Verletzungen.

## 2.3 Untersuchungsmethodik

Die Thematik des Anpralls von Aufsassen motorisierter Zweiräder an passive Straßenschutzeinrichtungen wurde in der Vergangenheit mit verschiedenen Methoden untersucht. Zunächst waren dies experimentelle Anpralltests mit post-mortalen Testobjekten [84] und anthropomorphen Messgeräten – sogenannten Crashtest-Dummys [42]. Mit fortschreitender Computertechnologie wurde die numerische Simulation als neue Methode zur Untersuchung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder eingesetzt. Erste Studien konzentrierten sich auf den Anprall am PKW. Dazu wurden zunächst zweidimensionale Modelle

verwendet [86], später dann auch dreidimensionale, räumliche Modelle [59, 88]. Im folgenden Abschnitt werden neben den existierenden Prozeduren für experimentelle Anpralltests die Beispiele numerischer Simulation behandelt, die speziell der Problematik des Schutzeinrichtungsanpralls gewidmet wurden.

### 2.3.1 Experimentelle Anpralltests

Experimentelle Anpralltests zur Verletzungsprädiktion können grundsätzlich auf zwei verschiedene Arten erfolgen. Zum einen können post-mortale Testobjekte verwendet werden, zum anderen können anthropomorphe Messgeräte zum Einsatz kommen. Der erstgenannte Ansatz dient üblicherweise der Erforschung der Grundlagen der Verletzungsmechanik. Basierend auf den dadurch gewonnenen Grundlagen können Crashtest-Dummys für häufig zu wiederholende experimentelle Anpralltests entwickelt werden. Ein Beispiel für häufig wiederholte Anpralltests mit gering veränderlichen Rahmenbedingungen sind sogenannte Crashtests zur Überprüfung von Schutzfunktionalitäten für Insassen moderner Kraftfahrzeuge.

Ein Crashtest-Dummy wird für eine sehr genau spezifizierte Anwendung entwickelt und so validiert, dass er den menschlichen Körper in diesem Rahmen möglichst gut abbildet. Im Fall des weltweit meist verwendeten Dummys Hybrid III war dies ursprünglich der Einsatz als nicht angegurteter Fahrzeuginsasse bei einem Frontalaufprall des Fahrzeuges. Der englische Begriff der „Biofidelity“ wird in diesem Zusammenhang genutzt, um zu beschreiben, inwieweit der Dummy den Menschen abbildet. Selbst innerhalb des vorgesehenen Einsatzzwecks ist bei keinem verfügbaren Dummy die „Biofidelity“ als ideal anzusehen. Wird der Dummy für andere Anwendungen ohne weitere Validierung und eventuelle Anpassungen gebraucht, ist die Qualität seiner Abbildung des menschlichen Körpers grundsätzlich in Frage zu stellen.

Um das Verhalten einer Schutzeinrichtung beim Anprall eines Zweiradfahrers und die Wirksamkeit potentieller Schutzsysteme evaluieren zu können, wurden Prozeduren für die Durchführung physischer Anpralltests entwickelt. Eine solche Prozedur wurde beispielsweise von Quincy et al. [73] beschrieben. Dabei rutscht ein Crashtest-Dummy auf dem Rücken liegend in die zu untersuchende Schutzeinrichtung. Der Dummy wird auf einer Plattform liegend auf eine Geschwindigkeit von 55 km/h beschleunigt und bewegt sich die letzten 2 Meter der Strecke vor dem Anprall frei auf dem Untergrund rutschend. Der Kopf prallt dabei zuerst an das Hindernis. Der Geschwindigkeitsvektor ist parallel zur Longitudinalachse des Körpers orientiert. Der Winkel zwischen diesem Vektor und der Längsachse der Schutzeinrichtung beträgt 30 Grad. Die Reproduzierbarkeit der beschriebenen Tests erscheint problematisch und die Frage nach dem verwendeten Dummy bleibt offen.

Die „Technischen Lieferbedingungen für Schutzplankenpostenummantelungen“ wurden vom deutschen Verkehrsministerium 1993 in Kraft gesetzt [21]. Darin sind verschiedene



**Abbildung 2.3:** Anprallkonfigurationen für LIER-Tests (nach [68])

Aspekte zur Konstruktion und zur Haltbarkeit solcher Schutzeinrichtungen vorgeschrieben. Außerdem sind die Anforderungen an die Energieabsorption beim Anprall vorgegeben. Diese werden durch einen Anpralltest mit einem 35 kg schweren, zylindrischen Holzkörper überprüft. Dabei darf die maximale Verzögerung das 60-fache der Erdbeschleunigung (60 g) nicht überschreiten und die durchschnittliche Verzögerung in einem Intervall von 3 Millisekunden darf das 40-fache der Erdbeschleunigung (40 g) nicht überschreiten. Zum Zeitpunkt der Inkraftsetzung dieser Regelungen war laut Ellmers [28] kein Produkt verfügbar, das diese Bedingungen erfüllte. Untersuchungen zu Folge erreichten die damaligen Pfostenummantelungen bei einer Geschwindigkeit von 20 km/h die Grenzen ihrer Energieabsorptionsfähigkeiten, so dass es zum Kontakt zwischen Prüfkörper und Pfosten (zum so genannten Durchschlagen) kam. Deshalb wurde die Prüfungsgeschwindigkeit zunächst auf 20 km/h begrenzt und 1998 wieder auf den ursprünglich vorgesehenen Wert von 35 km/h erhöht.

Bouquet et al. [18] beschrieben Test-Prozeduren, die auf ähnlichen Ansätzen basieren wie die von Quincy et al. [73] entwickelte (siehe oben). Diese Test-Prozeduren wurden für das französische Labor „Laboratoire d’essais INRETS Equipements de la Route“ (LIER) entwickelt und werden deshalb in der Literatur auch als LIER-Tests bezeichnet. Es gibt zwei verschiedene Anprall-Konfigurationen für diese Tests. Beide sind in Abbildung 2.3 dargestellt.

Bei der so genannten 30-Grad-Konfiguration handelt es sich um einen schrägen Anprall. Dieser entspricht im Wesentlichen dem von Quincy et al. [73] beschriebenen Anprall. Die Geschwindigkeit beim Verlassen der Beschleunigungsstrecke beträgt in diesem Fall 60 km/h. Daneben wurde eine zweite Konfiguration definiert. Bei dieser Null-Grad-Konfiguration liegt die Longitudinalachse des Dummy-Körpers parallel zur Longitudinalachse der Schutzeinrichtung. Der Geschwindigkeitsvektor des Dummys bildet, ebenso wie bei der 30-Grad-Konfiguration, einen Winkel von 30 Grad mit der Longitudinalachse der Schutzeinrichtung, so dass es sich um einen seitlichen Körperanprall mit radialer und

Messgröße	Grenzwert
Resultierende Kopfbeschleunigung	220 g
HIC	1000
Halsbiegemoment (Flexion)	190 Nm
Halsbiegemoment (Extension)	57 Nm

**Tabelle 2.1:** Biomechanische Messgrößen und verwendete Limits für LIER-Versuche [18]

tangentialer Geschwindigkeitskomponente handelt. Im Folgenden soll dieser als seitlicher Anprall bezeichnet werden.

Die Durchführung der Tests in zwei verschiedenen Konfigurationen soll die Einschätzung des Schutzvermögens eines zu prüfenden Systems hinsichtlich verschiedener Körperregionen ermöglichen. Der schräge Anprall wird dabei mit höheren Belastungen der Kopf- und Nackenregion assoziiert. Der seitliche Anprall soll dagegen eine höhere Belastung der Thoraxregion hervorrufen.

Der für die Tests einzusetzende Dummy besteht aus Bauteilen von verschiedenen Dummy-Typen und Bausätzen. Thorax, Schultern, Arme und Beine stammen dabei vom Typ Hybrid II, Kopf und Nacken vom Typ Hybrid III und das Becken vom Fußgänger-Bausatz, so dass das anthropomorphe Testgerät statt einer sitzenden eine stehende Position nachbildet. Aufgrund dieser Haltung des Dummys ist seine Positionierung im Liegen möglich. Der Dummy wird für die Tests mit einem Motorradfahrer-Anzug sowie Handschuhen, Stiefeln und Helm ausgerüstet.

Die für die Tests definierten Limits biomechanischer Messgrößen des Dummys sind in Tabelle 2.1 aufgeführt. Im Schwerpunkt des Kopfes wird die Beschleunigung gemessen. Für den Betrag der Resultierenden aus allen drei Raumrichtungen ist ein Limit in Höhe der 220-fachen Erdbeschleunigung (220 g) definiert. Aus dem zeitlichen Verlauf der resultierenden Beschleunigung kann das Kopfverletzungskriterium „Head Injury Criterion“ (HIC) als Indikator für das Verletzungsrisiko bei frontalem Kopfstoß berechnet werden [79]. Dazu wird der zeitliche Verlauf über einen bestimmten Bereich integriert. Für die Größe dieses Bereichs existieren verschiedene obere Grenzen. Demnach gibt es auch verschiedene Berechnungsmethoden für das HIC. Das so berechnete Integral wird dann über den gesamten zeitlichen Verlauf und über die Größe des Bereichs (bis zur festgelegten oberen Grenze) maximiert. Das dabei ermittelte Maximum stellt den dimensionslosen Wert des HIC dar. Für die Testprozedur wurde durch Bouquet et al. [18] dafür ein Limit von 1000 festgelegt. Weiterhin wurde ein Limit von 190 Nm für das bei Flexion der Halswirbelsäule gemessene Biegemoment festgelegt. Ebenso wurde ein Limit von 57 Nm für die Extension definiert.

Ein Versagen mechanischer Bauteile des Dummys während mehrerer Versuche wurde berichtet. Die betroffenen Baugruppen waren die Schulter und das Kniegelenk. Die Kombination aus Hybrid II Dummy und Hybrid III Dummy scheint damit in Bezug auf die mechanische Belastbarkeit nicht uneingeschränkt geeignet für diesen Einsatzzweck. Die Au-

toren haben deshalb vorgeschlagen, eine Modifikation der betroffenen Bauteile in Erwägung zu ziehen.

Nach Gibson und Benetatos [36] sollten Anpralltests an passive Straßenschutzeinrichtungen nicht nur in Konfigurationen mit liegendem Dummy sondern zusätzlich auch mit auf dem motorisierten Zweirad sitzendem Dummy durchgeführt werden. Diese Idee wurde in einem von der Bundesanstalt für Straßenwesen (BASt) in Auftrag gegebenen Forschungsprojekt verfolgt [19]. In dem von der DEKRA AG durchgeführten Projekt wurden unter Berücksichtigung der Vorgaben der Bundesanstalt für Straßenwesen verschiedene Testprozeduren zur Entwicklung und Bewertung von Schutzmaßnahmen für Zweiradaufsassen entwickelt. Für die Anpralltests wurden jeweils Schutzeinrichtungsabschnitte von 35 Metern Länge verwendet. Der Abstand zwischen den Pfosten der Metallschutzplanken betrug zwei Meter. Ein Kraftrad ohne Verkleidung, mit einem Gewicht zwischen 180 und 220 kg, einem Hubraum zwischen 500 und 750 Kubikzentimetern und mit einem Motor in Normalausführung, also keinem Boxer-Motor, wurde für die Versuche verwendet. Der Aufsasse wurde durch einen Dummy vom Typ Hybrid III in der Ausführung als 50-Perzentil-Mann in stehender Position repräsentiert.

Kraftrad und Dummy wurden in allen Tests mit Hilfe eines Schlittens auf eine Geschwindigkeit von 60 km/h beschleunigt. Die Anprallversuche wurden in zwei verschiedenen Konfigurationen durchgeführt. In der ersten Konfiguration näherten sich Kraftrad und Dummy in normaler aufrechter Fahrposition der Schutzeinrichtung an. Beide verließen den Schlitten erst unmittelbar vor dem Anprall. Der Geschwindigkeitsverlust zwischen Verlassen des Schlittens und Anprall wurde mit ungefähr 2 km/h beziffert. In der zweiten Konfiguration verließ der Kraftrad-Dummy-Verbund den Schlitten in einem Abstand von zehn Metern zum Anprallpunkt. Das Kraftrad war dabei auf dem Schlitten seitlich geneigt, so dass nach Verlassen des Schlittens Kraftrad und Dummy seitlich auf die Fahrbahn fielen. Beim Kontakt mit der Fahrbahn trat durch Reibungskräfte eine Geschwindigkeitsreduzierung auf. Zum Zeitpunkt des Anpralls an die Schutzeinrichtung hatte der Kopf des Dummys eine Geschwindigkeit zwischen 42 und 46 km/h. Der Winkel zwischen Geschwindigkeitsvektor und Schutzeinrichtungslängsachse betrug für die Konfiguration in aufrechter Position zwölf Grad und für die Konfiguration mit Seitenneigung 25 Grad. Die für die Versuche zu Grunde gelegten biomechanischen Grenzen für die am Dummy gemessenen Werte sind in Tabelle 2.2 aufgeführt.

Die Autoren berichteten über eine Beschädigung der Schulter des Dummys im Anprallversuch, wie sie zuvor bereits auch von Bouquet et al. [18] festgestellt wurde.

Am Forschungs- und Entwicklungszentrum CIDAUT wurde im Auftrag des spanischen Transportministeriums eine weitere Testprozedur für den liegenden Anprall eines Dummys an Schutzeinrichtung entwickelt [23]. Es handelt sich dabei um die erste Prozedur, die den Status einer nationalen Norm (UNE 135900-1) hat. Damit müssen Systeme passiver Straßenschutzeinrichtungen vor ihrem Einsatz einem solchen Anpralltest unterzogen werden in ähnlicher Weise, wie in Deutschland die Schutzplankenpostenummantelungen

Messgröße	Grenzwert
Resultierende Kopfbeschleunigung	80 g über 3 ms
HIC	1000
Halsbiegemoment (Extension)	57 Nm
Halsscherkraft (Sagittalachse)	1,1 kN über 45 ms
Halszugkraft	1,1 kN über 45 ms
Resultierende Brustbeschleunigung	60 g über 3 ms
Brusteindrückung (Sagittalachse)	50,8 mm
Resultierende Beckenbeschleunigung	60 g über 3 ms
Femurlängsdruckkraft	10 kN

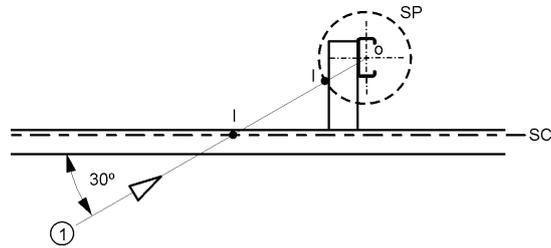
**Tabelle 2.2:** Biomechanische Messgrößen und verwendete Limits für DEKRA-Versuche [19]

getestet werden müssen. Mit den vorgeschriebenen Versuchen wird die Wirksamkeit potentieller Schutzsysteme für den Anprall von Aufsassen motorisierter Zweiräder evaluiert. Da Schutzeinrichtungen auch und vorrangig für den Anprall von anderen Fahrzeugen ausgelegt werden, muss für jedes nach dieser spanischen Norm getestete System nachgewiesen werden, dass sich keine nachteilige Veränderung im Verhalten bei den nach der europäischen Norm EN 1317 [1] vorgeschriebenen Anpralltests mit zweispurigen Fahrzeugen ergibt.

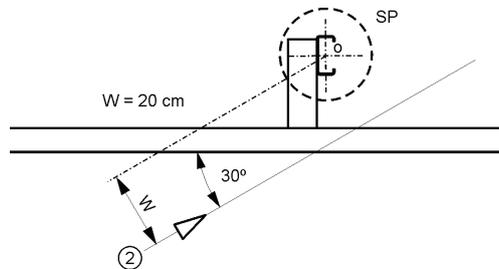
In der spanischen Norm zum Anprallschutz für Zweiradfahrer ist vorgeschrieben, dass sich der den Zweiradaufsassen repräsentierende Dummy ohne Einwirkung weiterer Kräfte horizontal auf der Straßenoberfläche bewegen muss. Ein Kraftrad wird dabei nicht verwendet. Drei verschiedene Arten der Annäherung des Dummys an die Schutzeinrichtung sind für die Anpralltests vorgesehen. Diese sind in den Bildern 2.4 bis 2.6 dargestellt. Allen drei Konfigurationen gemein ist der Anprallwinkel von 30 Grad zwischen der Schutzeinrichtungslängsachse und dem Geschwindigkeitsvektor des Dummys. In der ersten Konfiguration fluchtet der Geschwindigkeitsvektor mit dem geometrischen Mittelpunkt der horizontalen Querschnittsfläche eines Schutzplankenpfostens. In der zweiten Konfiguration ist der Vektor in der horizontalen Ebene senkrecht zu seiner Richtungslinie um 20 cm versetzt, so dass sich die Anprallstelle in Richtung der Bewegung verschiebt. In der dritten Konfiguration fluchtet der Geschwindigkeitsvektor mit dem Mittelpunkt des Holmes zwischen zwei Schutzplankenpfosten. Die Anprallgeschwindigkeit für die Tests beträgt 60 km/h.

Der Dummy ist vom Typ Hybrid III in der Ausführung als stehender 50-Perzentil-Mann. Seine Longitudinalachse koinzidiert mit seinem Geschwindigkeitsvektor. Vorgeschrieben ist die Ausrüstung des Dummys mit Motorradhandschuhen und -stiefeln, einem Schutzhelm, der der Vorschrift ECE R22 [4] entspricht, sowie einem Lederanzug mit einer Dicke zwischen einem und 1,5 mm, der die Norm EN 1621-1 [2] erfüllt.

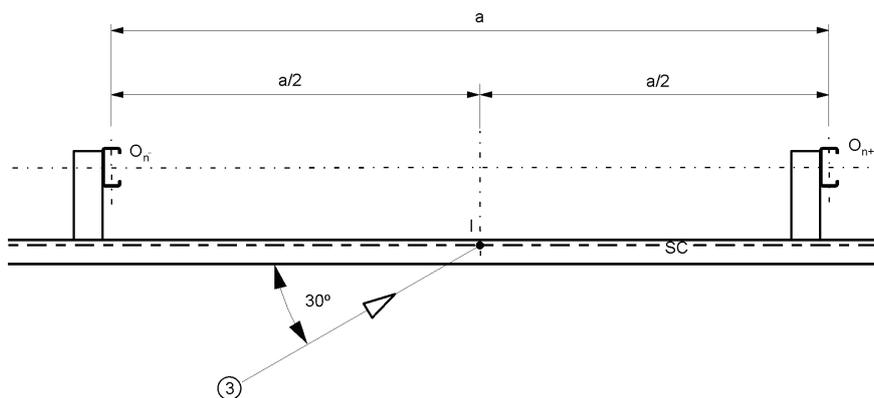
Damit ein Schutzeinrichtungssystem die spanische Norm zum Anprallschutz für Zweiradfahrer erfüllt, muss das System selbst im Versuch bestimmte Kriterien erfüllen. Dazu darf



*Abbildung 2.4: Anprallkonfigurationen 1 für spanische Norm (nach [23])*



*Abbildung 2.5: Anprallkonfigurationen 2 für spanische Norm (nach [23])*



*Abbildung 2.6: Anprallkonfigurationen 3 für spanische Norm (nach [23])*

Messgröße	Grenzwert für Niveau I	Grenzwert für Niveau II
HIC	650	1000
Halsbiegemoment (Flexion)	190 Nm	190 Nm
Halsbiegemoment (Extension)	42 Nm	57 Nm
Halsbiegemoment (in der Frontalebene)	134 Nm	134 Nm
Halskräfte	Korridore siehe Anhang A	

**Tabelle 2.3:** Biomechanische Messgrößen und verwendete Limits für spanische Norm [23]



**Abbildung 2.7:** Modifizierte Dummy-Schulter entsprechend UNE 135900-1 (nach [70])

sich kein Bauteil mit einem Gewicht von mehr als zwei Kilogramm vom System lösen, sofern dies nicht für das Funktionieren des Systems notwendig ist. Außerdem darf die laterale Durchbiegung des Schutzsystems zu keiner Zeit die in der europäischen Norm EN 1317 definierten Grenzen überschreiten.

Des Weiteren müssen die Messwerte des Dummys während des Versuchs innerhalb der in Tabelle 2.3 angegebenen Grenzen liegen. Es muss dazu die Beschleunigung des Schwerpunktes des Kopfes in drei Raumrichtungen gemessen werden. Aus der resultierenden Beschleunigung muss das Kopfverletzungskriterium HIC berechnet werden. Ebenso müssen die im Nacken auftretenden Kräfte in drei Raumrichtungen und die Biegemomente in zwei Richtungen gemessen werden. Weiterhin darf sich der Dummy nicht im System verhaken, die Schutzkleidung darf durch den Versuch nicht aufgeschnitten werden, und der Dummy darf nicht zerstört oder beschädigt werden.

Für den Dummy wird in den Versuchen ein modifiziertes Schultergelenk verwendet. Diese Maßnahme soll ein mechanisches Versagen des Bauteils und dessen kostspieliges Ersetzen

Messgröße	Grenzwert
Resultierende Kopfbeschleunigung	80 g über 3 ms
HIC	1000
Halsbiegemoment (Extension)	57 Nm
Halsscherkraft (Sagittalachse)	3,1 kN
Halszugkraft	3,3 kN
Halsdruckkraft	4,0 kN
Resultierende Brustbeschleunigung *	60 g
Brusteindrückung (Sagittalachse) *	50 mm
Resultierende Beckenbeschleunigung *	60 g
Femurlängsdruckkraft *	9,07 kN
* nicht für Anprall in liegender Position	

**Tabelle 2.4:** Biomechanische Messgrößen und verwendete Limits für DEKRA-Versuche mit MATD sitzend und Hybrid III liegend [38]

verhindern. In der modifizierten Schulter ersetzen die in Abbildung 2.7 abgebildeten Bauteile ein in der Originalversion des Dummys ungeteiltes Guss-Bauteil. Die beiden neuen Bauteile sind durch zwei Schraubverbindungen verbunden. Der Schaft der Schraube stellt dabei jeweils eine Sollbruchstelle dar. D.h. bei Belastung der Verbindung kommt es zum Versagen des Schaftmaterials auf Zug bzw. Scherung und nur die beiden Schrauben müssen anschließend ausgetauscht werden.

In Fortführung des von der Bundesanstalt für Straßenwesen in Auftrag gegebenen Forschungsprojektes [19] (siehe oben) wurde die Methodik der Anprallversuche von Gärtner et al. [38] weiterentwickelt. Dazu wurde anstatt des vorher verwendeten Hybrid III Dummys ein der Norm ISO 13232 [3] entsprechender Dummy verwendet. Dabei handelt es sich um den Typ des so genannten „Motorcycle Anthropomorphic Test Device“ (MATD). Basierend auf dem Hybrid III in stehender Ausführung eines 50-Perzentil-Mannes wurde dieser speziell für die Durchführung von Tests zum (hauptsächlich frontalen) Anprall von Motorrädern an einen PKW entwickelt. Durch die Verwendung dieses Dummys ergeben sich gegenüber dem vorangegangenen Forschungsprojekt bei der Auswertung von Anpralltests andere Grenzwerte. Im Wesentlichen betrifft dies den Nackenbereich und die Oberschenkel so wie in Tabelle 2.4 dargestellt. Der Versuchsumfang wurde um einen Anprall mit auf der Körpervorderseite liegendem Hybrid-III-Dummy ergänzt. Der Anprallwinkel beträgt dabei 25 Grad und die Anprallgeschwindigkeit etwa 45 km/h. Die Orientierung des Dummys entspricht dem oben beschriebenen schrägen Anprall.

### 2.3.2 Numerische Simulation

Dummys sind für experimentelle Tests zur Verbesserung der passiven Sicherheit im Straßenverkehr entwickelt worden. Sie werden in der Automobilentwicklung beispielsweise bei Crash-Tests als Insassen in Prototypen eines Personenkraftwagens (PKW) eingesetzt. Ein Dummy ist ein komplexes Messgerät. Deshalb ist seine Anschaffung mit hohen Kosten verbunden und die Vorbereitung eines Tests ist zeitaufwändig. Mit noch höheren Kosten und noch größerem Zeitaufwand ist die Herstellung eines PKW-Prototyps verbunden. Zur Reduzierung dieser Aufwände in der Entwicklung wird deshalb seit geraumer Zeit die numerische Crash-Simulation eingesetzt [46].

In der Simulation werden alle relevanten Elemente als numerische Modelle abgebildet. Auf diese Weise entstehen numerische Dummy-Modelle. Für eine solche Abbildung gibt es zwei gängige Methoden. Die Modelle können sich aus Mehrkörpersystemen zusammensetzen oder auf der Methode der Finiten Elemente basieren.

In Mehrkörpersystemen besteht ein Modell aus einzelnen, nicht deformierbaren Teilkörpern. Jeder Teilkörper wird über Masse, Massenschwerpunkt und Trägheitsmomente definiert. Untereinander sind die Teilkörper durch Gelenke bzw. temporär über definierte Kontakte verbunden. Ein Teilkörper ist dabei nicht deformierbar. Im Falle eines Kontaktes durchdringen sich zwei Teilkörper entsprechend der Kontaktdefinition.

Nach der Methode der Finiten Elemente setzt sich ein Modell aus räumlich begrenzten, deformierbaren Elementen zusammen. Diese Elemente können dreidimensional (Volumenelemente), zweidimensional (Oberflächenelemente wie Schalen- oder Membranelemente) bzw. eindimensional (Teile von Stäben oder Seilen) sein. Jedes Element ist versehen mit einer Materialdefinition, die die Massenverteilung und den Zusammenhang zwischen Verformung und Belastung beschreibt. Die Verbindung der Elemente untereinander wird über die an den Grenzen definierten Knoten und die dort geltenden Kontinuitätsbedingungen erreicht. An diesen Knoten werden die Bewegungsgleichungen zur Ermittlung der Reaktionen auf äußere Belastungen gelöst. Für die Simulation hochgradig nichtlinearer und dynamischer Prozesse, wie beispielsweise eines Aufpralls im Verlauf eines Verkehrsunfalls, werden häufig explizite Lösungsverfahren für die Bewegungsgleichungen von FE-Modellen verwendet. Dabei wird angenommen, dass sich die Beschleunigung eines Knotens über einen bestimmten, sehr kleinen Zeitraum nicht ändert. Die Wahl dieses Zeitschritts bestimmt in hohem Maße die Stabilität und Genauigkeit der Simulation.

Sala und Astori [78] entwickelten für die Simulationssoftware VEDYAC ein numerisches Modell des Hybrid-III-Dummys, das auf der Mehrkörpermethode basiert. Mit Hilfe dieses Modells untersuchten sie den Anprall eines Zweiradaufsassens an verschiedene Schutzeinrichtungstypen. Die Körperhaltung des Dummy-Modells entsprach dabei in etwa einer Sitzhaltung. Auf der Seite liegend wurde das Modell so positioniert, dass die Wirbelsäule in etwa parallel zur Longitudinalachse der Schutzeinrichtung lag. Der Anprallwinkel betrug bei diesen Untersuchungen 15 Grad. Der Rücken des Dummy-Modells prallte als erstes

Messgröße	Grenzwert
HIC	1000
Halsbiegemoment (Flexion)	190 Nm
Halsbiegemoment (Extension)	57 Nm
Halsscherkraft (Sagittalachse)	1,1 kN über 45 ms
Halszugkraft	1,1 kN über 45 ms
Halsdruckkraft	5,7 kN
Resultierende Brustbeschleunigung	60 g über 3 ms
Druckkraft Lendenwirbelsäule	6,67 kN

**Tabelle 2.5:** Biomechanische Messgrößen und verwendete Limits für Simulationen von Sala und Astori [78]

an die Schutzeinrichtung. Die Bewertung der Verletzungsrisiken für die unterschiedlichen Schutzeinrichtungen erfolgte anhand der in Tabelle 2.5 aufgeführten Messgrößen mit dazugehörigen Grenzwerten.

Ibitoye et al. [41] simulierten den Anprall eines Motorrad-Dummy-Verbundes an eine Schutzeinrichtung. In diesem Fall handelte es sich um eine Metall-Schutzplanke. Es wurde die Mehrkörpermethode mit der Software MADYMO und dem darin enthaltenen Modell des Hybrid-III-Dummys angewendet. Dies entspricht weitestgehend dem von Berg et al. [17] verfolgten Ansatz. Letztere untersuchten allerdings den Anprall an Betongleitwänden und Stahlseil-Schutzeinrichtungen. Es ist hervorzuheben, dass Berg et al. die Simulationsmodelle gegen experimentelle Tests mit Betonschutzwänden validierten, um dann in einem weiterführenden Schritt die Methode auch für die Analyse von Stahlseil-Systemen zu verwenden. Als Anprallwinkel wurden für die Simulationen 12 und 25 Grad gewählt. In beiden Studien wurden eher grundsätzliche Untersuchungen zur Gefährlichkeit des Anpralls an Schutzeinrichtungen angestellt.

In der Machbarkeitsstudie von Duncan et al. aus dem Jahr 2001 [26] wurde die numerische Simulation als Instrument für die Untersuchung der Schutzeinrichtungsproblematik bezüglich Zweiradaufsassen vorgeschlagen. Zum damaligen Zeitpunkt sahen die Autoren in der Mehrkörpermodellierung die am besten geeignete Simulationsmethode. Bezüglich des Aufsassen hielten die Verfasser die Darstellung durch das numerische Modell eines Crashtest-Dummys für angemessen. Anhand derartiger Simulationen könnten nach Meinung von Duncan et al. Verletzungsmechanismen aufgedeckt werden und vergleichende Analysen des Verletzungsrisikos beim Anprall an unterschiedliche Schutzeinrichtungen durchgeführt werden.

## 2.4 Schutzmaßnahmen

Passive Straßenschutzeinrichtungen sollen das Verletzungsrisiko für Verkehrsteilnehmer in bestimmten Situationen verringern. Der Anprall an diese Einrichtungen selbst stellt für Zweiradbenutzer jedoch ein erhebliches Verletzungsrisiko dar. Es besteht damit ein Interessenkonflikt im Schutz der verschiedenen Verkehrsteilnehmer. Dies hat zur Entwicklung verschiedener spezifischer Schutzmaßnahmen für Zweiradbenutzer geführt.

Aus der Sicht eines Zweiradfahrers besteht die Anforderung an eine passive Straßenschutzeinrichtung darin, dass im Falle eines Anpralls das Verletzungsrisiko zumindest nicht jenes im Falle eines Abkommens von der Fahrbahn bei einer Umgebung ohne Straßenschutzeinrichtung übersteigt. Ellmers [43] definierte das anzustrebende Verhalten einer passiven Straßenschutzeinrichtung im Falle eines Anpralls sinngemäß folgendermaßen: Das Überqueren der Schutzeinrichtung kann nur toleriert werden, wenn sich dahinter keine potenziell verletzungsverursachenden Hindernisse befinden. Genau dies ist aber bei einem sinnvollen Einbau einer Schutzeinrichtung nicht der Fall. Im Falle eines aufrechten Anpralls soll das Zweirad möglichst bald in die horizontale Lage geraten um das Zurücklegen einer längeren Strecke in einem unkontrollierten Zustand zu verhindern. Die Bewegungsbahn des Zweiradaufsassen soll nicht zurück in den Verkehrsstrom führen, also soll der Aufsasse möglichst nah an der Schutzeinrichtung entlang rutschen, ohne sich in dieser zu verhaken. Der Primäranprall soll so moderat wie möglich und der Geschwindigkeitsabbau möglichst langsam erfolgen. Wie in anderen Unfallszenarien auch wird eine Trennung von Zweirad und Aufsasse als anstrebenswert gesehen.

Aus dieser Beschreibung ergibt sich eine kontrollierte Verzögerung des Aufsassen im Verlauf des Anpralls als Anforderung an das Verhalten einer passiven Straßenschutzeinrichtung. Die sich daraus wiederum ergebende Forderung einer definierten Umwandlung der kinetischen Energie kann in einer solchen Anprallsituation grundsätzlich durch zwei verschiedene Mechanismen erfüllt werden. Zum einen kann die kinetische Energie auf mehrere Bewegungsrichtungen verteilt werden. Dies ist zum Beispiel der Fall, wenn eine rein translatorische Bewegung in eine translatorische und gleichzeitig rotatorische Gesamtbewegung umgewandelt wird. Zum anderen ist es möglich, eine kontrollierte Verzögerung durch Umwandlung kinetischer Energie in Verformungsenergie oder Reibungsdissipation zu erreichen. Man spricht dabei von Absorptionselementen wie z.B. dem Airbag in einem modernen Kraftfahrzeug oder auch dem als Dämpfer agierenden, aktivierten Muskel eines Menschen beim Landen auf der Erdoberfläche nach einem Sprung.

Als Schutzmaßnahmen für Zweiradbenutzer im Falle eines Anpralls an Straßenschutzeinrichtungen wurden in der Literatur drei verschiedene Ansätze diskutiert. Zum einen ist dies die Verwendung von Betonschutzwänden als Straßenschutzeinrichtung. Zum anderen finden sich punktuelle und kontinuierliche Zusatzausrüstungen für Metallschutzplanken.

### 2.4.1 Betonschutzwände

Schueler et al. [83] forderten die Verwendung von Straßenschutzeinrichtungen, die eine senkrechte Rutschfläche für einen zu Fall gekommenen Zweiradaufsassen bildet. Dies könnte nach Meinung der Autoren z.B. eine Betonschutzwand mit dem sogenannten New-Jersey-Profil sein (siehe Abbildung 2.2).

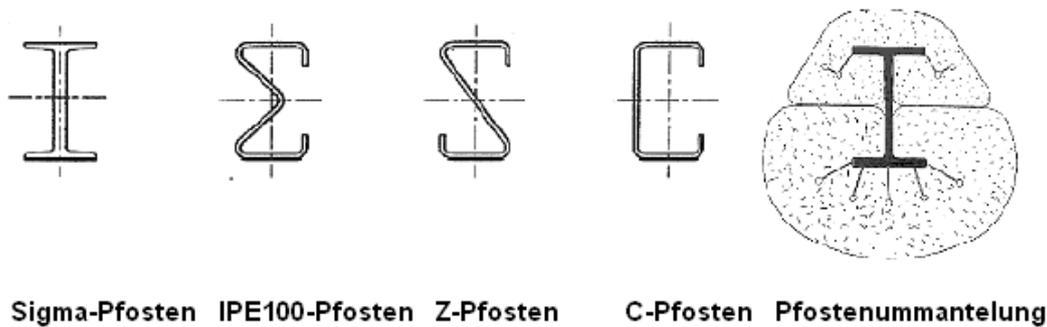
Die von Quincy et al. [73] durchgeführten Tests ließen die Autoren vermuten, dass der Anprall in liegender Position an eine Betonschutzwand eine vergleichbare Belastung des Dummys hervorruft wie der Anprall an Metallschutzplanken mit kontinuierlicher Zusatzausrüstung (siehe 2.4.3). Bouquet et al. [18] fanden dagegen deutlich höhere Belastungen bei Verwendung einer Betonschutzwand als bei Verwendung von mit kontinuierlicher Zusatzausrüstung versehenen Metallschutzeinrichtungen. Die Form- und Materialgestaltung der Betonschutzwand wurde deshalb hier als aggressiver für den Zweiradaufsassen gewertet, wenngleich die Konstruktion des verwendeten Hybrid-II-Dummys als teilweise ungeeignet für derartige Untersuchungen angesehen wurde.

Sala und Astori [78] untersuchten das Anprallverhalten verschiedener Schutzeinrichtungstypen mit Hilfe der Mehrkörper-Simulation unter Verwendung eines Dummy-Modells in liegender Position. Dabei wurde die Betonschutzwand für den zu Fall gekommenen Zweiradaufsassen als günstiger im Vergleich zu einer Standard-Metallschutzplanke angesehen. Als Grund gaben die Autoren die kontinuierliche Oberfläche der Betonschutzwand an.

Auch Bürkle und Berg [19] stellten Vorteile von Betonschutzwänden im Vergleich zu herkömmlichen Metall-Schutzplanken heraus. Bei ihren Anprallversuchen mit Dummy und Motorrad fanden sie vor allem ein geringeres Verletzungsrisiko für den aufrechten Anprall. Hier verfängt sich der Dummy in den die Metallschutzplanke nach oben abschließenden Bauteilen, was bei Betonschutzwänden aufgrund der stetigen Oberflächenform nicht passieren kann. Auch für den Anprall von Dummy und Motorrad in liegender Position wurde die Betonschutzwand als günstiger im Vergleich zum Pfosten einer Metall-Schutzplanke angesehen.

Duncan et al. [26] versuchten anhand der Analyse von Anpralltests mit Kraftfahrzeugen Schlussfolgerungen für das potentielle Verhalten verschiedener Schutzeinrichtungstypen zu ziehen. Dabei verwiesen die Autoren auf die geringe Kapazität der Energieabsorption von Betonschutzwänden, was vor allem beim Anprall unter eher stumpfen Winkeln zum Tragen kommt.

Die Studien von Quincy et al. [73] und Bouquet et al. [18] zielten auf eine Einordnung der Betonschutzwände im Vergleich zu Metallschutzplanken mit kontinuierlicher Zusatzausrüstung ab. Beide Varianten gelten als potentielle Verbesserung im Vergleich zu Standard-Metallschutzplanken. Um die Betonschutzwand aber als solche einordnen bzw. bestätigen zu können, muss erst ein direkter Vergleich zum Standard-Modell gezogen werden. Dies wurde teilweise von Bürkle und Berg [19] erreicht, allerdings blieb in dieser Studie der Anprall



**Abbildung 2.8:** Horizontale Querschnitte von Schutzplankenpfosten und Ummantelung (nach [6])

ohne Zweirad in liegender Position ausgeklammert. Sala und Astori [78] hingegen widmeten sich genau diesem Szenario, mussten aber aufgrund fehlender Validierungsgrundlagen für ihre Simulationsergebnisse ergänzende experimentelle Tests vorschlagen. Im Hinblick auf die unter 2.3.1 beschriebenen Probleme der Haltbarkeit der verwendeten Dummies scheint es unwahrscheinlich, dass diese Frage mit derartigen Methoden beantwortet werden kann.

## 2.4.2 Punktuelle Zusatzausrüstung

Zum Schutz vor einem direkten Anprall an den Pfosten einer Metall-Schutzplanke wurden Schutzplankenpfostenummantelungen (siehe Abbildung 2.8) entwickelt. Diese bestehen aus einem Schaumstoff, der Anprallenergie absorbieren kann. Dadurch soll zum einen die Höhe der auf den menschlichen Körper wirkenden Kontaktkräfte gemindert werden und zum anderen die Kräfte auf eine etwas größere Fläche verteilt werden.

Schueler et al. [84] untersuchten die Wirkung derartiger Ummantelungen und zweier Pfostentypen mit Hilfe von Leichenversuchen. Die Anprallgeschwindigkeit der PMTO lag dabei bei 32 bis 33 km/h. Nach dem Anprall mit der Innenseite des Oberarmes an einen IPE100-Pfosten (siehe Abbildung 2.8)) wurden schwere Verletzungen dokumentiert. Es kam zur subtotalen Amputation des Oberarmes, was einer Verletzungsschwere von 3 nach der AIS-Skala entspricht. Der gleiche Anprall an einen sogenannten Sigma-Pfosten verursachte mehrere geschlossene Frakturen des Humerus und des Radius, was einem AIS-Wert von 2 gleichzusetzen ist. Zum Vergleich wurde auch ein mit einer Schutzplankenpfostenummantelung der Firma SPIG versehener IPE100-Pfosten getestet. Die Ummantelung hatte einen Durchmesser von etwa 300 mm und bestand aus Polyethylen-Schaum mit einer Dichte von  $30 \text{ kg/m}^3$  und einer einen Millimeter dicken Außenschicht aus Polyurethan. Der Anprall verursachte in dieser Konfiguration hauptsächlich Kontusionen. Die

Verletzungsfolgen wurden mit einem AIS-Wert von 1 charakterisiert. Es wurde gefolgert, dass die Schutzplankenpfoenummantelung ein wirksames Mittel zur Verbesserung der passiven Sicherheit für Motorradfahrer sei.

Jessl [42] untersuchte das Schutzpotential einer Ummantelung aus Polystyren-Schaum mit einer Dichte von  $22 \text{ kg/m}^3$ . Dabei wurde ein Dummy vom Typ Hybrid II verwendet. Dieser traf in ähnlicher Position wie in den oben beschriebenen Leichenversuchen mit dem Arm auf den Pfosten, wobei die Geschwindigkeit ebenfalls bei 32 km/h lag. Außerdem wurden Versuche mit Anprall des Kopfes an der Scheitelregion gefolgt vom Anprall an der Schulterregion sowie Versuche mit dem isolierten Dummy-Kopf durchgeführt. Bei diesen zwei Konfigurationen wurde die Anprallgeschwindigkeit auf 22 km/h reduziert, um mögliche Beschädigungen des Dummies zu vermeiden. Die gemessenen Beschleunigungen in Kopf und Brust des Dummies wurden bei Verwendung der Pfoenummantelung in allen Konfigurationen um 40 bis 60 Prozent reduziert.

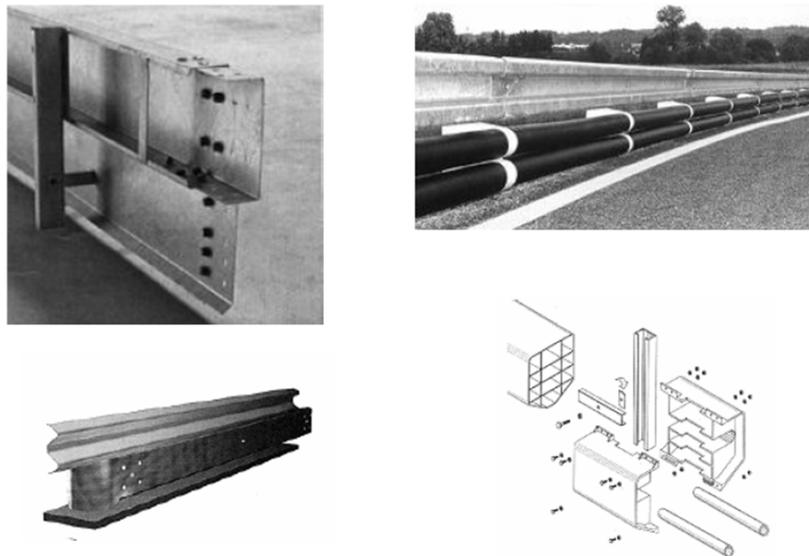
Sigma-Pfosten wurden als generell weniger gefährlich für zu Fall gekommene Zweiradaufsassenden angesehen, was zur Verwendung dieser Art bei Schutzplanken-Neuinstallationen führte [45]. Trotzdem empfahl die Bundesanstalt für Straßenwesen aufgrund des immer noch als hoch angesehenen Verletzungsrisikos auch für Sigma-Pfosten eine zusätzliche Ummantelung [28].

Auch für die Schutzmaßnahme Pfoenummantelung sahen einige Autoren eine begrenzte Wirksamkeit. So gingen Domhan [25] wie auch Sala und Astori [78] von einer Anprallgeschwindigkeit von 50 bis 60 km/h aus, bis zu der diese Maßnahme eine Wirkung zeigen kann. Als weiterer Nachteil wurde die begrenzte Haltbarkeit [78] und als Vorteil die unkomplizierte Installation [27] genannt.

### 2.4.3 Kontinuierliche Zusatzausrüstung

Der Holm einer Metall-Schutzplanke befindet sich entsprechend deutscher Richtlinien etwa 450 mm über der Fahrbahnoberfläche [33]. Ein zu Fall gekommener Motorradaufsassende kann deshalb unterhalb des Holms einerseits in Kontakt mit einem Schutzplankenpfosten kommen und andererseits im Raum zwischen zwei Pfosten die Schutzplanke unterqueren. Bei Letzterem kann es potentiell auch zum Verhaken des Helmes, des Kopfes oder anderer Körperteile und damit zur Gefahr einer Dekapitation bzw. Amputation kommen. Um sowohl das Unterqueren als auch den Pfostenkontakt zu vermeiden, sind kontinuierliche Zusatzausrüstungen für Metall-Schutzplanken entwickelt worden. Dabei handelt es sich um einen zusätzlichen Holm, der parallel unter dem eigentlichen Holm montiert wird. Aufgrund der Positionierung unter dem eigentlichen Holm wird eine solche kontinuierliche Zusatzausrüstung auch Unterzug genannt.

Sala und Astori [78] stellten einen Unterzug aus durch Pultrusion hergestelltem Kunst-



**Abbildung 2.9:** Unterzüge Mototub, Plastrail, Ecran Motard und System Motorail (von oben rechts im Uhrzeigersinn, nach [6])

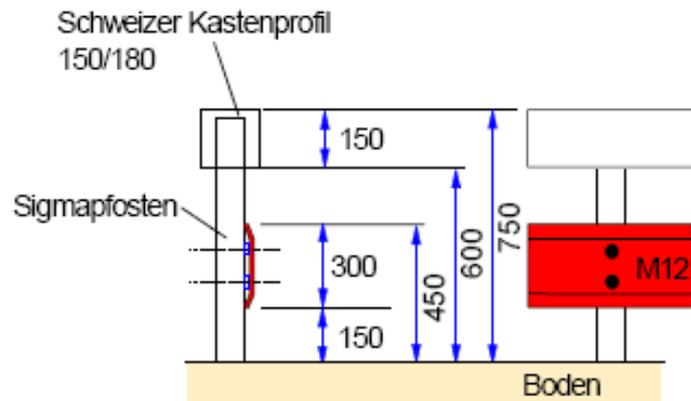
stoff mit Verstärkung aus kontinuierlichen Glasfasern vor. Der Querschnitt des Unterzugs hat eine U-Form. Die Zusatzausrüstung ist über einen deformierbaren Abstandhalter am Pfosten befestigt.

Pieribattesti und Lescure [71] berichteten von vier mit positiven Resultaten getesteten Unterzügen. Es handelt sich dabei um das aus einem relativ dünnen Metallblech bestehende Modell „Ecran Motard“ der Firma SEC-Envel, die beiden Kunststoffmodelle „Plastrail“ von Solidor und „Mototub“ von Sodirel sowie die integrierte Lösung „Motorail“ von Solosar. Diese Modelle sind in Abbildung 2.9 dargestellt.

In Frankreich wurde eine Pflicht zur Verwendung einer dieser positiv evaluierten Modelle bei Neueinbau von Metall-Schutzplanken an folgenden Stellen eingeführt:

- am Außenrand von Kurven mit einem Radius von weniger als 400 Metern auf Straßen mit baulich getrennten Fahrwegen,
- am Außenrand von Kurven mit einem Radius von weniger als 250 Metern auf allen anderen Straßen und
- am Außenrand aller Kreuzungen, die keinen ebenen Verlauf haben.

Weitere Konstruktionen von Schutzplanken mit Unterzug sind das von Fattorini et al. [32] vorgestellte „COSTUM“-Modell und das von Bürkle und Berg [19] vorgestellte sogenannte



**Abbildung 2.10:** Schweizer Kastenprofil mit Unterzug (nach [19])

Schweizer Kastenprofil. Letzteres ist in Abbildung 2.10 dargestellt. Nikolaus und Ziegler [60] stellten das sogenannte Modell Euskirchen vor. Der Unterzug aus Stahl ist dabei direkt am eigentlichen Holm aufgehängt. Im Rahmen eines von der Bundesanstalt für Straßenwesen geförderten Forschungsprojektes wurde dieses Modell weiterentwickelt. Gärtner et al. [38] berichteten, dass das daraus entstandene, als „Euskirchen PLUS“ bezeichnete Modell nicht nur den Kontakt mit einem Pfosten beim rutschenden Anprall verhindert, sondern auch den Aufsassen vor dem Verhaken an den oberen Bauteilen der Schutzplanke schützt.

#### 2.4.4 Potentielle Wirksamkeit der Schutzmaßnahmen

Domhan [25] untersuchte die potentielle Wirksamkeit von Schutzmaßnahmen für Zweiradaufsassen an passiven Straßenschutzeinrichtungen in Relation zu den entstehenden Kosten. Der Autor berichtete, dass die Kosten pro laufenden Meter Schutzplanke bei der Verwendung von Pfostenummantelungen weniger als halb so hoch sind wie bei der Verwendung eines zusätzlichen unteren Holmes. Allerdings würde für beide Varianten die Ausrüstung aller Schutzplanken in Deutschland nicht zielführend sein im Sinne der anfallenden Installationskosten und dem Einsparpotential bei Verletzungsfolgekosten. Es wurde eine Ungleichverteilung der relevanten Unfälle über das Straßennetz angenommen. Der Autor empfahl daraus die Ausrüstung von Schutzplanken für ausgewählte Abschnitte auf Bundes- und Staatsstraßen, sowie für weniger als zehn Prozent der Länge von Autobahnen und Nebenstraßen.

Die Ergebnisse von Schnüll et al. [82] zeigen, dass eine Nachrüstung von Schutzmaßnahmen an Stellen, für die relevante Unfälle berichtet wurden, eine Verringerung der Zahl der Todesopfer um 25 Prozent ermöglichen könnte. Entsprechend könnte die Unfallschwere um 50 Prozent verringert werden.

In einer französischen Studie [72] wurde für einzelne Unfälle untersucht, ob das Vorhandensein eines zusätzlichen Unterzuges die Folgen des Anpralls des menschlichen Körpers hätte verringern können. Die Analyse umfasste 46 tödliche Unfälle aus dem Zeitraum März 1990 bis Februar 1991 mit Anprall an eine Metall-Schutzplanke und Beteiligung mindestens eines Motorrades. In 61 Prozent der Fälle hätte nach Meinung der Autoren ein vorhandener Unterzug die Anprallfolgen für den Aufsassen abgeschwächt. Für sechs Prozent der Unfälle wäre dies möglicherweise der Fall gewesen, in neun Prozent hätte es keine Verbesserung gebracht, und in 24 Prozent der Fälle konnte die Frage nicht beantwortet werden.

In einer ähnlichen Studie wurden 157 Unfälle mit Anprall an eine Metall-Schutzplanke und Verletzungsfolgen analysiert [5]. Hier hätte nach Meinung der Autoren in 31 Prozent der Fälle das Vorhandensein eines Unterzuges die Folgen abgeschwächt. In weiteren 31 Prozent der Unfälle hätte der vorhandene Unterzug möglicherweise die Verletzungsfolgen positiv beeinflusst.

## 2.5 Offene Fragestellungen

Passive Schutzeinrichtungen an Straßen stellen ebenso wie andere feste Hindernisse im Falle eines Anpralls ein besonderes Verletzungsrisiko für Benutzer motorisierter Zweiräder dar. Dies wurde in der Literatur bereits seit langem dargestellt. Der weitverbreitete Einsatz der ursprünglich nicht mit Blick auf Zweiräder entwickelten Schutzeinrichtungen erfordert die Lösung eines Interessenskonflikts. In der Literatur wird von einer grundsätzlichen Lösbarkeit dieses Konfliktes ausgegangen.

Vor diesem Hintergrund sollen beispielsweise im Rahmen des europäischen Forschungsprojektes APROSYS („Integrated Project on Advanced Protection Systems“), innerhalb des Unterprojektes „Motorradunfälle“, Grundlagen für die Verbesserung dieser Situation geschaffen werden [68]. Ziel ist das Erstellen von Richtlinien für eine europäische Norm, die eine Überprüfung des passiven Verletzungsschutzes von Schutzplanken gegenüber Zweiradaufsassen mit Hilfe von Anpralltests definiert. Derartige Anpralltests wurden in der Vergangenheit bereits vorgeschlagen, ebenso wie konstruktive Maßnahmen zur Behebung des Problems.

Allerdings sind zu den kinematischen Unfallgrößen generell wenige detaillierte Daten verfügbar. Obwohl einige Forschungsprojekte und Veröffentlichungen speziell dem Thema Motorradfahrer und passive Straßenschutzeinrichtungen gewidmet wurden, gibt es einen Mangel an geeigneten Unfalldaten, wie z.B. von Duncan et al. [26] festgestellt wurde. Auch MacDonald [48] fand heraus, dass es nur ungenügendes Datenmaterial über den Charakter von Zweiradunfällen mit Beteiligung von Schutzeinrichtungen gibt. In einem deutschen Forschungsprojekt zu diesem Thema wurden in den Daten des Statistischen Bundesamtes keine zur Untersuchung geeigneten Unfälle gefunden [19]. Es erscheint deshalb erforderlich, andere als die repräsentativen Unfalldaten für die Untersuchung von kinematischen Details

zu nutzen.

Wenn man die Thematik des Anpralls von Zweirad-Aufsassen an passive Straßenschutzrichtungen mit anderen Gebieten der passiven Straßenverkehrssicherheit vergleicht, dann ist festzuhalten, dass in der Literatur nur sehr wenige Erkenntnisse und spezielle Untersuchungen zu den auftretenden Verletzungsmechanismen zu finden sind. Bis auf eine Ausnahme sind dazu keine grundlegenden biomechanischen Untersuchungen durchgeführt worden. Im Gegensatz zur passiven Sicherheit von Fahrzeuginsassen ist also auf dem hier betrachteten Gebiet ein nur sehr begrenzter Erfahrungsschatz aus Versuchen mit postmortalen Testobjekten vorhanden. Folglich ist die übliche Entwicklung und Auswahl von Crashtest-Dummys auf dieser Basis nicht möglich (siehe dazu auch Abbildung 3.1). Ebenso wenig kann auf einer solchen Basis eine angemessene Wahl von Belastungskonstellationen für experimentelle Anpralltests erfolgen.

Alle in der Literatur vorgestellten Test-Prozeduren zur Bewertung der Wirksamkeit von Schutzmaßnahmen basieren jedoch auf der Verwendung anthropomorpher Messgeräte und dazugehöriger biomechanischer Grenzwerte. Weder die Messgeräte noch die verwendeten Grenzwerte wurden speziell für diesen Einsatzzweck entwickelt. Wie in Abschnitt 2.3.1 beschrieben, sind derartige Tests mit Dummys nicht aussagekräftig, ohne dass spezifische biomechanische Validierungen durchgeführt werden. Es stellt sich hier die Frage nach der Validität der auf diese Weise gewonnenen Aussagen. Dies gilt insbesondere für biomechanische Grenzwerte, die der Definition eines akzeptablen Verletzungsniveaus dienen.

Für eher grundsätzliche Untersuchungen wurde in der Literatur die Simulation mit numerischen Modellen von Crashtest-Dummys als Alternative zu den experimentellen Tests vorgeschlagen. Die Verwendung von Dummy-Modellen unterliegt jedoch den gleichen Beschränkungen wie die Verwendung physischer Dummys in experimentellen Tests. Das numerische Abbild eines Messgerätes kann höchstens eine ebenso gute „Biofidelity“ aufweisen wie das Messgerät selbst. Es gelten also die gleichen Limitierungen wie für physische Dummys. Damit ist es zweifelhaft, ob mit den vorgestellten Methoden weitere Erkenntnisse zum Anprall eines Zweiradaufsassen an Schutzrichtungen erlangt werden könnten. Insbesondere die von Duncan et al. [26] vorgeschlagene Simulation mit Mehrkörpermodellen zur Untersuchung von Verletzungsmechanismen ist als geeignete Methode in Frage zu stellen.

Bis auf eine Ausnahme wurde in allen erwähnten Arbeiten zum Thema numerische Simulation des Anpralls an Schutzrichtungen auf die Modellierung eines Helms verzichtet. Einzig Sala und Astori [78] bezogen ein Helmmodell in ihre Simulationen ein. Jedoch bleibt hier die Frage nach der Validierung offen.

Die verfügbare Methodik stellt sich in diesem Bereich der Zweiradsicherheit damit anders dar als beispielsweise in der passiven Sicherheit von Personenkraftwagen. Bezüglich des Anpralls von Zweiradaufsassen an Schutzrichtungen liegen keine biomechanisch validen Instrumente und Vorgehensweisen vor. Hier ist Entwicklungsbedarf gegeben, um Schutzmaßnahmen tatsächlich als wirksam einordnen zu können.

Wenn die Aussagefähigkeit der bislang angewandten Methoden in Frage gestellt wird, wirft das zwangsläufig die Frage nach der Qualität der damit untersuchten Schutzmaßnahmen auf. Die in den vorangegangenen Abschnitten vorgestellten Schutzmaßnahmen wurden fast ausschließlich aufgrund experimenteller oder numerischer Dummy-Testergebnisse – unter den oben erwähnten Schwierigkeiten – als tauglich eingeordnet. Einziges Beispiel für eine unter traumatomechanischen Gesichtspunkten valide Untersuchung einer Schutzmaßnahme sind die von Schueler et al. [83] beschriebenen Leichenversuche zu den Pfostenummantelungen. Allerdings belegen die Ergebnisse nur den Schutz von Gliedmaßen beim Anprall. Weiterhin ist einschränkend anzumerken, dass die Wirksamkeit der Ummantelung nur bis zu einer Geschwindigkeit von 33 km/h nachgewiesen wurde.

Mit dem in dieser Arbeit vorgestellten Ansatz soll ein Beitrag zur Entwicklung biomechanisch valider Anpralltests zur Bewertung von Schutzfunktionalitäten für Zweiradaufsassen geleistet werden. Es wird eine Simulationsmethode als neues Hilfsmittel entwickelt. Dies soll unter Berücksichtigung

- der kinematischen Größen im Realunfall,
- der Verletzungsmuster im Realunfall,
- des eventuellen Einflusses eines Helmes und
- der Verletzungsmechanik des menschlichen Körpers

erfolgen.

In der oben erwähnten Literatur wurden mehrfach Probleme der Haltbarkeit der Dummy-Schulter beschrieben [18, 19, 23, 73]. Es handelte sich dabei hauptsächlich um Versuche für den schrägen Anprall (siehe Abbildung 2.3), der nach Meinung von Bouquet et al. [18] der Bewertung der Belastung von Kopf und Nacken gewidmet ist. Schulterverletzungen am menschlichen Körper können unter anderem durch eine laterale oder schräge, medial gerichtete Belastung hervorgerufen werden. Der Schultergürtel würde dabei bis zum Zeitpunkt des Auftretens einer Diskontinuität (Fraktur, Ruptur) die eingeleitete Last zur Körpermitte weiterleiten. Dies wirft die Frage auf, ob ein menschlicher Körper in dieser schrägen Anprall-Konfiguration auch eine entscheidende Belastung der Thorax-Region erfahren würde. Hier ist eine Identifikation der primär belasteten Körperregionen in unterschiedlichen Anprall-Konfigurationen erforderlich.

Die Simulationsmethode als neues Hilfsmittel wird dazu eingesetzt, diese bisher ungeklärte Frage zu beantworten. Die Ergebnisse der Untersuchung dienen der Definition von geeigneten Randbedingungen und zu betrachtenden Verletzungsrisiken im Rahmen einer zukünftigen Norm für derartige Anpralltests.

# Kapitel 3

## Material und Methoden

In der vorliegenden Arbeit wird eine aussagekräftige Methode zur Untersuchung der Interaktion eines Zweiradaufsassens mit Elementen der Straßenausstattung im Falle eines Anpralls entwickelt. Wie in Abschnitt 2.5 erläutert, ist die in Abbildung 3.1 dargestellte Entwicklung und Auswahl von Crashtest-Dummys auf Basis von Versuchen mit PMTO auf diesem Gebiet nicht möglich. Deshalb wird als neuer Ansatz die numerische Crash-Simulation in Verbindung mit einem Finite-Elemente-Menschmodell angewendet. Diese Methode soll, wie in Abbildung 3.2 dargestellt, eine alternative Grundlage zur Auswahl bzw. Entwicklung anthropomorpher Messgeräte liefern. Das Ziel der Untersuchungen mit Hilfe der Simulation ist es, einen Beitrag zur Entwicklung von Anpralltests zu leisten. Mit diesen Tests soll eine unter traumatomechanischen Gesichtspunkten valide Bewertung von Schutzfunktionalitäten erfolgen.

Für die numerische Simulation von Anprallvorgängen ist die Festlegung geeigneter physikalischer Randbedingungen notwendig. Die Randbedingungen müssen zum einen das reale Unfallgeschehen abbilden und zum anderen den Möglichkeiten und Grenzen für den Einsatz der numerischen Modelle entsprechen. Zu diesem Zweck werden zunächst Unfälle aus fallbasierten Datenbanken analysiert, in denen ein menschlicher Körper an Elemente der Straßenausstattung prallte. Es wird mit diesen Auswertungen untersucht, unter welchen Bedingungen welche Art von Verletzungen auftreten. Basierend auf diesen Ergebnissen wird eine Anprallkonstellation festgelegt, die mit Hilfe der Simulation näher betrachtet wird. Dieser Arbeitsschritt ist in Abbildung 3.3 mit dem Buchstaben A versehen.

Für die Verwendung eines Menschmodells als Zweiradaufsassense muss ein Helm in geeigneter Weise modelliert werden. Es wird das numerische Modell eines aktuellen Helmes erstellt und validiert. Weiterhin wird eine Modellierung der Interaktion des Helmes mit dem menschlichen Kopf entwickelt (Schritt B in Abbildung 3.3).

Im Anschluss wird das Menschmodell in Verbindung mit dem Helmmodell eingesetzt, um die zuvor ausgewählte Anprallkonstellation mit Hilfe der Simulation zu analysieren. Dies

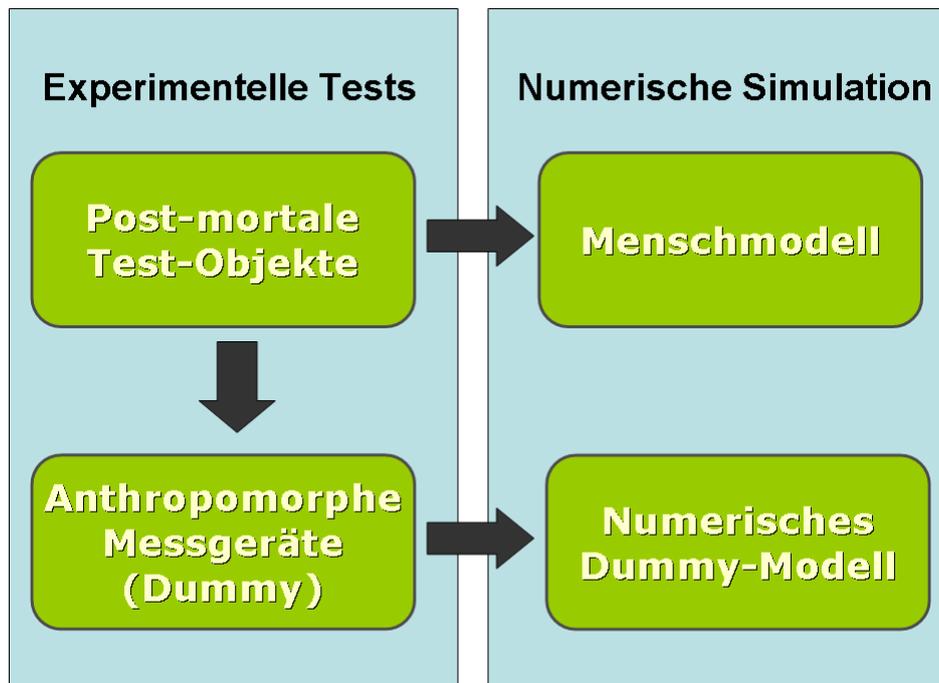


Abbildung 3.1: Menschmodellierung für die passive Fahrzeugsicherheit (nach [69])

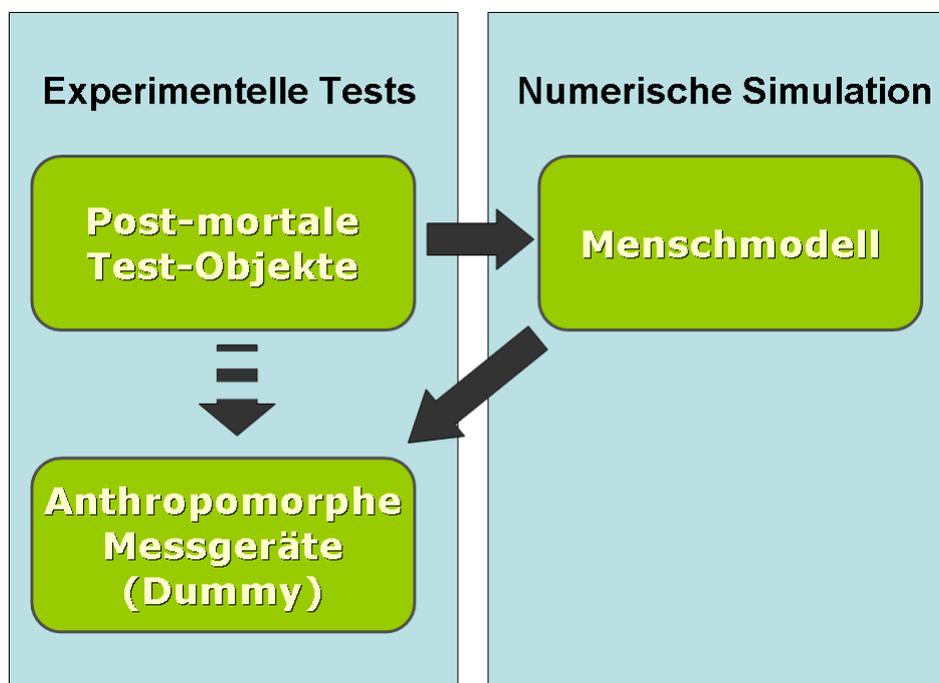
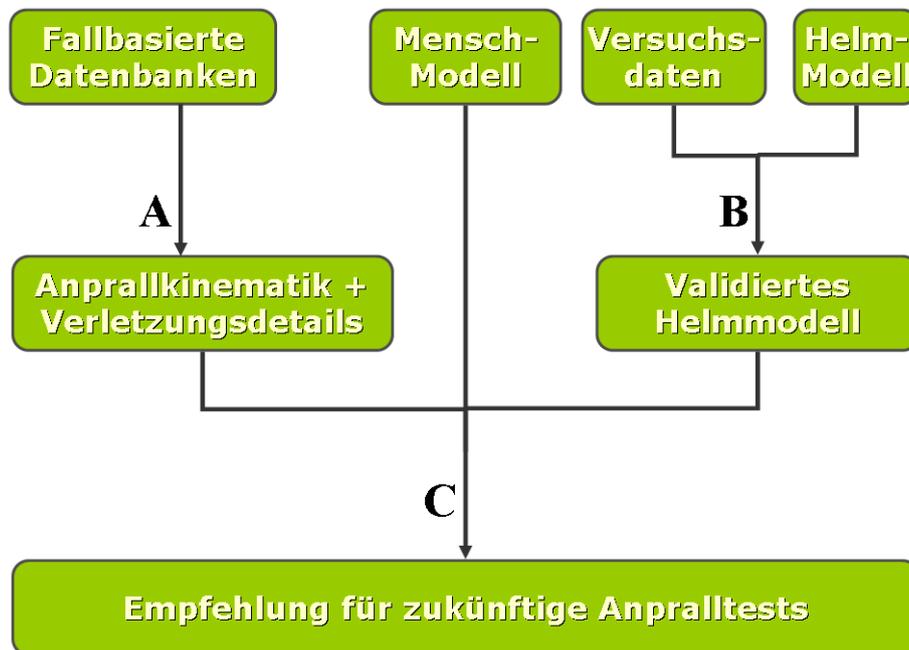


Abbildung 3.2: Vorgestellter Modellierungsansatz (nach [69])



**Abbildung 3.3:** Darstellung der Arbeitsschritte A bis C mit ihren Eingangsdaten und Ergebnissen

dient als Grundlage bei der zukünftigen Bewertung der Schutzfunktionalität von Elementen der Straßenausstattung in Bezug auf Zweiradaufsassen. Für eine solche Bewertung sind experimenteller Anpralltests mit Crashtest-Dummys nötig. Die Simulation mit dem Menschmodell soll bei der Definition der experimentellen Testverfahren helfen. Dazu soll die bisher ungeklärte Frage beantwortet werden, welche Verletzungsrisiken in welcher Konfiguration beim Anprall an Schutzeinrichtungen vorrangig zu betrachten sind. Mit Blick auf die zukünftige Entwicklung einer Norm werden zum einen die Notwendigkeit zusätzlicher Messstellen am Dummy und andererseits die räumliche Orientierung des Aufsassenmodells untersucht (Schritt C in Abbildung 3.3).

### 3.1 Analyse des realen Unfallgeschehens

Ziel der Analyse des realen Unfallgeschehens ist die Festlegung geeigneter physikalischer Randbedingungen, die später in Arbeitsschritt C Eingang finden in detaillierte Untersuchungen von Anprallvorgängen mit Hilfe der numerischen Simulation. Weiterhin dient diese Analyse dem Vergleich der Schutzeinrichtungen mit anderen Elementen der Straßenausstattung hinsichtlich ihrer Gefährlichkeit für Zweiradaufsassen. Zu diesem Zweck werden durch Auswertung von vier Datenbanken Unfälle analysiert, in denen es zum Körperanprall an Elemente der Straßenausstattung kam.

### 3.1.1 Verwendete Datenbanken

Bei den vier verwendeten Datenbanken handelt es sich um fallbasierte Datenbanken, die im Englischen als „in-depth“-Datenbanken bezeichnet werden. Die Inhalte derartiger Datenbanken zeichnen sich dadurch aus, dass eine relativ große Zahl von Variablen für jeden Unfall aufgenommen werden. Diese Daten werden für den einzelnen Unfall durch Analyse und teilweise Rekonstruktion desselben ermittelt. Vorrangiges Ziel einer solchen Erhebung ist eine möglichst genaue Aufzeichnung der Unfallzusammenhänge im Einzelfall. Fallbasierte Datenbanken dienen nicht primär dem Ziel, ein repräsentatives Bild der Gesamtheit der Unfälle in einer bestimmten Population zu zeichnen. Wenn sie zur Beantwortung spezifischer Fragestellungen erstellt werden, weisen die Datenbanken gewisse Einschlusskriterien auf. Das Vorhandensein derartiger Selektionskriterien widerspricht grundsätzlich dem Ziel, ein repräsentatives Bild abzugeben.

**MAIDS-Datenbank (niederländischer Teil)** Um die Umstände und Ursachen von Unfällen motorisierter Zweiräder besser verstehen zu können wurde unter der Leitung der europäischen Vereinigung der Motorradhersteller („Association des Constructeurs Européens de Motocycles“ – ACEM) eine extensive fallbasierte Studie von Zweiradunfällen durchgeführt. Dafür wurden Daten von insgesamt 921 Unfällen im Zeitraum 1999 bis 2000 erhoben. Die Erhebung fand in fünf Regionen in Frankreich, Deutschland, Spanien, Italien und den Niederlanden statt. Die von der Organisation für wirtschaftliche Zusammenarbeit und Entwicklung („Organisation for Economic Co-operation and Development“ – OECD) entwickelte Methodik zur Untersuchung von Motorradunfällen vor Ort wurde von allen fünf Erhebungsteams angewandt, um Konsistenz im Datensatz zu erreichen. Für jeden Unfall wurden ungefähr 2000 Variablen kodiert. Diese enthalten:

- eine vollständige Rekonstruktion des Unfalls
- detaillierte Untersuchung der Fahrzeuge
- Befragung von Unfallzeugen
- Aufnahme der medizinischen Akten für die verletzten Aufsassen

Letzteres wurde im Einklang mit den lokal geltenden Regelungen zum Datenschutz und mit voller Unterstützung seitens der betroffenen Personen und der lokalen Behörden durchgeführt. Eine allgemeine Analyse der gesammelten Daten wurde unter dem Namen „Motorcycle Accident In-Depth Study“ (MAIDS) veröffentlicht [8].

Für die vorliegende Analyse konnte der Teil des niederländischen Erhebungsteams der MAIDS-Datenbank verwendet werden. Dieser Teil enthält 200 Unfälle und weiterhin eine Kontrollgruppe mit 200 Personen. Die Unfälle wurden in der Region Haaglanden um

Rotterdam und Den Haag aufgenommen. Es sind alle Fälle enthalten, für die die Polizeibehörden das Erhebungsteam benachrichtigt haben. Es wurde eine Abdeckung von 90 Prozent aller polizeilich erfassten Unfälle in der Region im genannten Zeitraum erreicht. Die Daten wurden in einer zweiteiligen Datenbank gespeichert. Der erste Teil enthält Details zur Unfallkonfiguration sowie Informationen zu Aufsassen und Fahrzeugen. Der zweite Teil besteht aus Verletzungsdaten. Jede Verletzung ist dabei in einem eigenen Datensatz abgelegt. Für die vorliegende Analyse wurden ausschließlich die Verletzungsdaten des Fahrers verwendet, da die entsprechenden Daten zu den Mitfahrern noch nicht verfügbar waren. In der Erhebungsregion wurden 200 Fahrerbefragungen und Motorradinspektionen an zufällig ausgewählten Tankstellen durchgeführt. Diese Daten bilden die Kontrollgruppe, welche allerdings nicht in den im Folgenden beschriebenen Unfalldetailanalysen Verwendung findet.

**COST-327-Datenbank** Die europäische Kooperation auf dem Gebiet wissenschaftlicher und technischer Forschung („Coopération européenne dans le domaine de la recherche scientifique et technique“ – COST) ist eine Vernetzung europäischer Forschungsvorhaben. Die COST-Aktion Nummer 327 wurde zusammengestellt mit dem Ziel, Kopf- und Nackenverletzungen von Motorradfahrern im Rahmen einer umfangreichen und detailgenauen Auswertung zu untersuchen [22]. Die im Verlauf dieses Projektes geschaffene Datenbank enthält Unfälle mit folgenden Kriterien:

- Beteiligung mindestens eines motorisierten Zweirades
- Tragen eines Integralhelmes oder eines Jethelmes (Helm ohne Kinnteil)
- Kopf- oder Nackenverletzungen vom Grad AIS 1 oder höher oder bekannter Kopf- bzw. Helmkontakt ohne Kopfverletzungen

Insgesamt umfasst die Datenbank 245 Unfälle mit Einträgen zu Unfallkonfiguration, klimatischen Bedingungen am Unfallort, technischer Untersuchung des motorisierten Zweirades, Schutzausrüstung und Anthropometrie des Aufsassen sowie den einzelnen Verletzungen und den Verletzungsfolgen. Der Erhebungszeitraum reichte von Juli 1996 bis Juni 1998. Die Aufnahme dieser Unfälle erfolgte durch das „General Hospital“ in Glasgow (Großbritannien), die Medizinische Hochschule Hannover, die Ludwig-Maximilians-Universität München und das „Road Accident Investigation Team“ in Finnland.

**GIDAS-Datenbank** GIDAS ist ein andauerndes Forschungsprojekt zur Erhebung detaillierter, fallbasierter Unfalldaten in Deutschland [75]. Die Abkürzung steht für „German In-Depth Accident Study“. Die Unfallanalysen und –aufzeichnungen werden von zwei Teams in Hannover und Dresden durchgeführt. Alle Unfälle werden in dieselbe Datenbank aufgenommen. Es wird ein Zufallsschema für die Auswahl der Unfälle angewendet. Damit

soll erreicht werden, dass die in der Datenbank enthaltene Stichprobe repräsentativ für die deutsche Unfallstatistik ist.

Die Erfassungsteams untersuchen die Unfälle vor Ort. Mit den aufgenommenen Daten werden Unfallkonfiguration, Unfallbeteiligte, Fahrzeugtechnik, Unfallursachen, Verletzungen und Verletzungsursachen erfasst. Die Einschlusskriterien für die Unfälle sind:

- Straßenverkehrsunfall mit mindestens einer verletzten Person
- Unfallort im Erfassungsgebiet um Dresden bzw. Hannover
- Unfallzeit in einer der wöchentlich wechselnden Arbeitsschichten der Erfassungsteams

In die Datenbank werden jährlich ungefähr 2000 neue Unfälle aufgenommen. Für die vorliegende Analyse konnten die Einträge des Jahres 2002 verwendet werden. Darin sind 237 Unfälle motorisierter Zweiräder mit 248 beteiligten Aufsassen enthalten.

**DEKRA-Datenbank** Die Basis der Datenbank der Unfallforschung der DEKRA AG sind die von den Mitarbeitern des Hauses erstellten Unfallgutachten. Aus den etwa 25000 pro Jahr angefertigten Gutachten werden die Inhalte für die Datenbank aufgenommen. Ein Teil dieser Datenbank ist die Motorradunfalldatenbank, in der 329 Fälle aus den Jahren 1996 bis 2005 enthalten sind. Dieser Teil konnte für die hier beschriebene Auswertung verwendet werden.

Für jeden Unfall sind in der Datenbank etwa 300 verschiedene Parameter kodiert. Der Fokus der enthaltenen Informationen liegt auf der detaillierten technischen Rekonstruktion des Unfallherganges. Einzelne Verletzungen sind selten beschrieben. Im Allgemeinen ist die Gesamtverletzungsschwere in der Unterteilung in leicht verletzt, schwer verletzt und tödlich verletzt enthalten. Aufgrund der Datenerhebung auf Basis von Unfallgutachten enthält die Datenbank hauptsächlich Unfälle mit schwer verletzten oder getöteten Fahrern motorisierter Zweiräder.

### 3.1.2 Struktur der Datenbank-Auswertung

Die Auswertung der Unfall-Datenbanken wird in drei Schritten durchgeführt. Der erste Schritt stellt eine Vorauswahl der Objekte dar, die für die folgenden Schritte näher betrachtet werden. Dazu wird untersucht, welche Bestandteile der Straßenausstattung in Unfällen mit besonders schweren Verletzungen von Motorradfahrern eine Rolle spielen. Der zweite Schritt ist der Untersuchung des Unfallherganges gewidmet. Ziel dieses Schrittes ist es, die physikalischen Details des Anpralls und der Kinematik des Aufsassen zu beschreiben. Der dritte Schritt dient der Analyse der Verletzungsdetails. Es soll dabei untersucht werden,

welche Verletzungen durch den Anprall an die betrachteten Elemente der Straßenausstattung hervorgerufen werden.

In den vier zuvor beschriebenen Datenbanken sind insgesamt 1011 Unfälle motorisierter Zweiräder dokumentiert. Die Daten sind aufgrund der unterschiedlichen Einschlusskriterien und Dokumentationsumfänge nicht direkt untereinander vergleichbar. Aus diesem Grund erfolgen die Auswertungen für jede Datenbank separat.

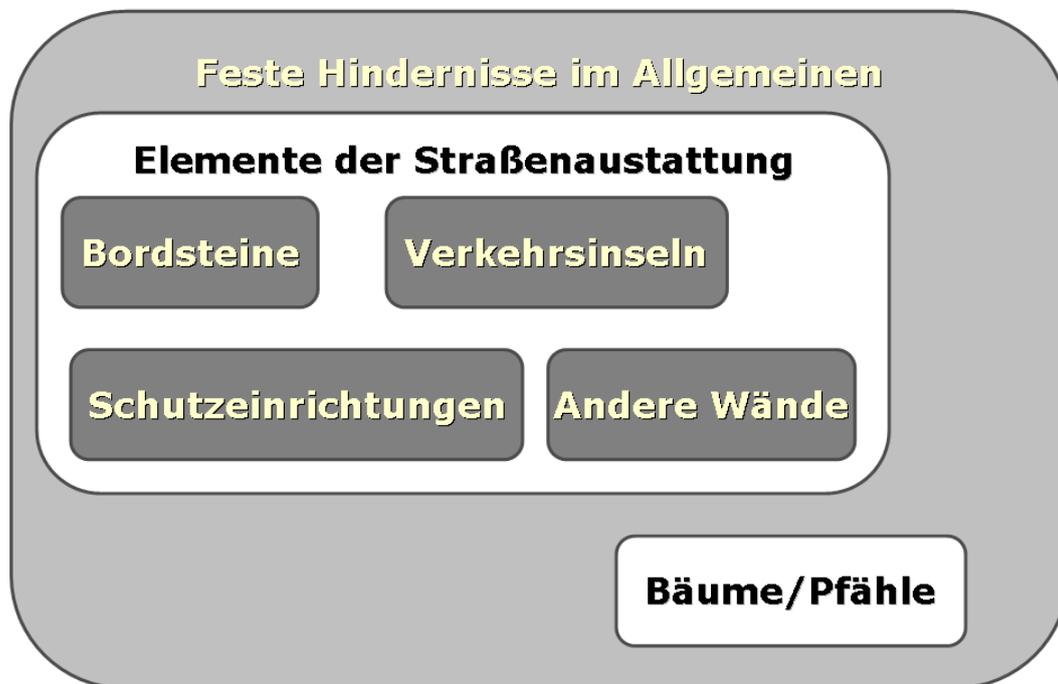
Die Datenbanken standen im Rahmen des Forschungsprojektes APROSYS [68] für Auswertungen zur Verfügung. Die Analysen dieser Daten unterliegen seitens der Besitzer einigen Restriktionen bezüglich des Zuganges und der Geheimhaltung. Die Auswertungen basieren deshalb für jede Variable auf Fallzahlen, die den im Rahmen der Datenbankanalyse festgelegten Intervallen zugeordnet werden können.

**Vorauswahl** Dieser erste Schritt dient als Grundlage für die nachfolgenden detaillierteren Analysen. Er soll also nur eine Vorauswahl der näher zu untersuchenden Unfallumstände liefern. Im Allgemeinen ist die Funktion einer Schutzeinrichtung das Verhindern eines Anpralls von Fahrzeugen an gefährliche Objekte. Die Elemente der Straßenausstattung, die für Zweiradaufsassen besonders gefährlich und möglicherweise gefährlicher als Schutzeinrichtungen sind, werden in dieser Vorauswahl identifiziert. Das Ziel des ersten Schrittes ist die Auswahl einer Gruppe von Anprallobjekten, die in den darauf folgenden Schritten der Datenbankauswertung den Straßenschutzeinrichtungen gegenübergestellt werden soll.

Folgende Bestandteile der Straßenausstattung werden in der Vorauswahl als mögliche Anprallobjekte berücksichtigt:

- Straßenschutzeinrichtungen (Schutzplanken und Betonschutzwände)
- Bäume und Pfähle (aufrechte, schmale Objekte)
- Bordsteine (mit einem Niveausprung der Straßenoberfläche)
- Verkehrsinseln
- Wände, die nicht unter die Kategorie Betonschutzwand fallen

Zur Veranschaulichung sind die Mengenbeziehungen der betrachteten Anprallobjekte in Abbildung 3.4 dargestellt. Zu jeder der oben aufgezählten Objektgruppen werden die Unfälle, in denen ein Anprall an ein solches Objekt auftrat, identifiziert. Innerhalb der so ermittelten Unfallgruppen wird die Verteilung der Verletzungsschwere analysiert. Zur Quantifizierung der Schwere jedes Unfalls wird die nach der AIS kodierte maximale Verletzungsschwere genutzt. Dies entspricht der schwerwiegendsten Verletzung, die im Verlauf



*Abbildung 3.4: Betrachtete Anprallobjekte – Darstellung als Teilmengen der festen Hindernisse*

des Unfalls hervorgerufen wurde. In der DEKRA-Datenbank ist keine Verletzungskodierung nach AIS enthalten. In dieser Datenbank werden die vier Klassen unverletzt, leicht verletzt, schwer verletzt und tödlich verletzt für die Verletzungsschwere verwendet. Für jede Gruppe von Unfällen summieren sich die auf die verschiedenen Verletzungsschweren verteilten Anteile auf 100 Prozent, es sei denn, in dieser Gruppe sind Unfälle ohne Verletzungsfolgen oder mit unbekanntem Verletzungsschweren enthalten.

Für diese Vorauswahl wird keine detaillierte Zuordnung von Verletzungen zu einem bestimmten Anprallobjekt durchgeführt und die damit verbundene Ungenauigkeit in der Analyse in Kauf genommen. Ein Unfall kann hier im Einzelfall aufgrund mehrerer, nacheinander stattfindender Anprallvorgänge eines Aufsassen auch mehreren Objekten zugeordnet werden. Dies ist auch möglich durch unterschiedliche Anprallvorgänge von Fahrer und Beifahrer.

Ergebnis dieses ersten Analyse-Schrittes ist die Auswahl der Gruppe von Unfällen, die den höchsten Anteil Schwerverletzter bzw. Getöteter aufweist. Die zu dieser Gruppe von Unfällen gehörigen Bestandteile der Straßenaustattung werden in den folgenden Analyse-schritten den Schutzeinrichtungen gegenübergestellt.

**Unfallhergang** Im zweiten Schritt werden Details des Unfallherganges und die Unfallkinematik für die spätere Verwendung in der Simulation untersucht. Basierend auf den Ergebnissen der Vorauswahl geschieht dies für folgende Unfälle:

1. mit Anprall eines Aufsassen an Straßenschutzeinrichtungen
2. mit Anprall eines Aufsassen an Bäume/Pfähle.
3. mit Anprall eines Aufsassen an feste Hindernisse allgemein und
4. alle betrachteten Unfälle

Die Ergebnisse für die ersten beiden Unfallgruppen werden mit denen für die dritte und vierte Gruppe verglichen. Die Gruppe der festen Hindernisse im Allgemeinen enthält sowohl die Gruppe der Schutzeinrichtungen als auch die Gruppe der Bäume und Pfähle. Diese Beziehungen sind in Abbildung 3.4 verdeutlicht.

Aus der DEKRA-Datenbank werden in diesem Analyseschritt in den Untergruppen nur Alleinunfälle, d.h. Unfälle ohne Beteiligung eines anderen Fahrzeuges, berücksichtigt. Dies trifft auf die Gruppen der Unfälle mit Anprall an feste Hindernisse allgemein, an Schutzeinrichtungen bzw. an Bäume/Pfähle zu. Die Beschränkung ergibt sich aus der fehlenden Verletzungskodierung in der Datenbank. Es können hier keine verletzungsverursachenden Anprallobjekte identifiziert werden. Dadurch entsteht potentiell ein Auswertungsfehler. So kann z.B. keine Unterscheidung zwischen Verletzungen durch Anprall an ein Objekt der Straßenausstattung oder an ein anderes Fahrzeug erfolgen. Eine Verletzung könnte also von einer Kollision mit einem anderen Fahrzeug herrühren und der nachfolgende Anprall an ein Objekt der Straßenausstattung könnte im Extremfall ohne (weitere) Verletzungsfolgen bleiben. Mit der Beschränkung auf Auswertung der Alleinunfälle reduziert sich der potentielle Auswertungsfehler maßgeblich, wenngleich er weiterhin besteht.

Für die anderen drei Datenbanken werden alle Unfälle mit Auftreten von Verletzungen, die durch Anprall an die oben genannten Objektgruppen hervorgerufen werden, berücksichtigt. Um die Bewertung der Ergebnisse dieses Analyseschrittes zu erleichtern, wird für diese drei Datenbanken das Auftreten von Alleinunfällen analysiert. Es wird innerhalb der oben beschriebenen Unfallgruppen jeweils der Anteil von Alleinunfällen bestimmt.

Die erste zu analysierende physikalische Größe ist die Geschwindigkeit. Von besonderem Interesse ist dabei die Geschwindigkeit des Zweiradaufsassen beim Anprall an das betrachtete Objekt. Eine derart genaue Beschreibung ist allerdings außer in den GIDAS-Daten in keiner der verwendeten Datenbanken enthalten. Es wird deshalb für die anderen drei Datenbanken auf die Geschwindigkeit bei der Primärkollision zurückgegriffen, um zumindest einen gewissen Einblick in das relevante Niveau der auftretenden Anprallgeschwindigkeiten zu erlangen. Aus den GIDAS-Daten wird dagegen die Geschwindigkeit beim Anprall an das betrachtete Objekt ermittelt und mit den Geschwindigkeiten bei der Primärkollision

in der Gruppe aller Unfälle verglichen. Es werden für jede Datenbank die Verteilungen der Anprallgeschwindigkeiten für die zuvor beschriebenen vier Unfallgruppen ermittelt.

Für jeden ausgewerteten Unfall wird der Geschwindigkeitswert in Intervallen zu je 10 km/h zugeordnet. Für jedes solches Intervall wird die Anzahl der ihm zugeordneten Unfälle ermittelt. Basierend auf diesen pro Intervall ermittelten Unfallzahlen wird der Medianwert der ausgewerteten Fälle auf eines der Intervalle eingegrenzt.

Als weitere physikalische Größe wird der so genannte Abkommenswinkel untersucht. Darunter ist der Winkel, den der Geschwindigkeitsvektor zum Zeitpunkt des Verlassens der Fahrbahn mit der Tangente der Fahrbahnbegrenzungslinie bildet, zu verstehen. Eine Kodierung dieser Größe ist nur in der GIDAS-Datenbank enthalten.

**Verletzungsdetails** Die Analyse im dritten Schritt zielt auf die detaillierte Untersuchung der Verletzungsfolgen eines Anpralls an die Objektgruppen Bäume/Pfähle und Schutzeinrichtungen im Vergleich zum Anprall an feste Hindernisse im Allgemeinen und im Vergleich zur Gesamtheit aller Unfälle. Die Untersuchung dient einerseits der genaueren Einordnung der Gefährlichkeit der Anprallobjekte und andererseits der Bestimmung der in der Simulation zu betrachtenden Körperregionen.

Dazu werden die Verletzungen ausgewertet, die tatsächlich durch den Anprall an ein betrachtetes Objekt hervorgerufen wurden. Die COST-Datenbank wird für diese Auswertung genutzt. Sie enthält im Gegensatz zu den anderen drei Datensätzen eine ausreichende Zahl von Unfällen in den betrachteten Gruppen und gleichzeitig eine Kodierung der Verletzungen.

Das erste Ziel dieses Analyseschrittes ist der Vergleich der tatsächlichen Folgen eines Anpralls im Sinne der Verletzungsschwere zwischen verschiedenen Objekten. Die Verletzungen werden dabei nach ihrer Schwere entsprechend der AIS eingeordnet. Die Einordnung geschieht für die schwerste Verletzung des Unfallopfers durch das jeweils betrachtete Anprallobjekt. Diese schwerste Verletzung wird als maximaler AIS-Wert (MAIS) bezeichnet. Die Auswertung im Sinne von prozentualen Anteilen für die jeweiligen Objekte erfolgt in Bezug auf die Unfallopfer. Es wird jeweils der Anteil von Unfallopfern, die Verletzungen eines bestimmten MAIS-Grades erlitten, ermittelt. Verglichen werden dabei weder einzelne Verletzungen, was eine Überbewertung einzelner leichter Verletzungen zur Folge hätte, noch die Folgen eines gesamten Unfalls wie im relativ groben ersten Schritt der Analyse. Hier werden die Daten einzelner Personen getrennt voneinander ausgewertet. Es wird unterschieden zwischen dem Fahrer eines Zweirades und einem möglicherweise vorhandenen Beifahrer.

Für das zweite Ziel dieses Analyseschrittes werden die Verletzungen nach dem Auftreten in verschiedenen Körperregionen untersucht. Der Anteil von Unfallopfern, die Verletzungen in den betrachteten Körperregionen erlitten, wird jeweils zwischen vier Gruppen verglichen.

Bei drei dieser Gruppen handelt es sich um Personen, die Verletzungen durch einen Anprall an einen Baum/Pfahl, an eine Schutzeinrichtung oder an ein festes Hindernis im Allgemeinen erlitten. Die vierte Gruppe stellt die Gesamtheit der betrachteten Personen dar. Für die Einordnung der Verletzungen wird die in der COST-Datenbank angelegte Unterteilung in sieben Körperregionen verwendet. Es wird zwischen den Regionen Kopf, Nacken, Thorax, Abdomen, Pelvis, obere Extremitäten und untere Extremitäten unterschieden.

Zusätzlich wird die Auswertung der Verletzungen nach Körperregionen in gleicher Weise auch in Bezug auf den einzelnen Anprall durchgeführt. Dazu werden nicht die prozentualen Anteile der Unfallopfer, sondern der Körperanpralle an ein betrachtetes Objekt bzw. der Körperanpralle allgemein ermittelt.

## 3.2 Helm-Modell

Helme für Aufsassen motorisierter Zweiräder haben die Funktion, im Falle eines Anpralls des Kopfes an ein anderes Objekt Energie zu absorbieren. Genauer gesagt soll bei einem solchen Aufschlag kinetische Energie durch Deformation des Absorptionsschaumes des Helmes umgewandelt werden. Die Verringerung der kinetischen Energie dient der Verringerung der Belastungen des Kopfes und benachbarter Körperregionen. Deshalb ist für die realistische Simulation von Anprallvorgängen mit Zweiradaufsassen die Modellierung der Absorptionseigenschaften eines Helmes notwendig.

Ebenso erforderlich ist die möglichst realistische Abbildung der Interaktion zwischen Helm und Kopf. Diese Kopplung beeinflusst ebenfalls in hohem Maße die Belastung des menschlichen Körpers bei einem Aufprall. Es wird im Folgenden das Erstellen der Modelle für den Absorptionsschaum und die Kopf-Helm-Interaktion beschrieben.

Die Helmmodellierung basiert auf der Methode der Finiten Elemente (vgl. Abschnitt 2.3.2). Die beschriebenen Simulationen und die Modellentwicklung werden mit folgender Software durchgeführt:

- Pamcrash der Firma ESI in der Version 2005 als Finite-Elemente-Berechnungsprogramm – sogenannter Solver
- Hypermesh der Firma Altair und Pam-Generis (ESI) für die Modellierung und Modellbearbeitung – sogenanntes Preprocessing
- Hyperview (Altair) und Pam-View (ESI) für die Analyse und Visualisierung der Berechnungsergebnisse – sogenanntes Postprocessing



*Abbildung 3.5: Verwendeter Helm (Quelle: Fundación CIDAUT)*

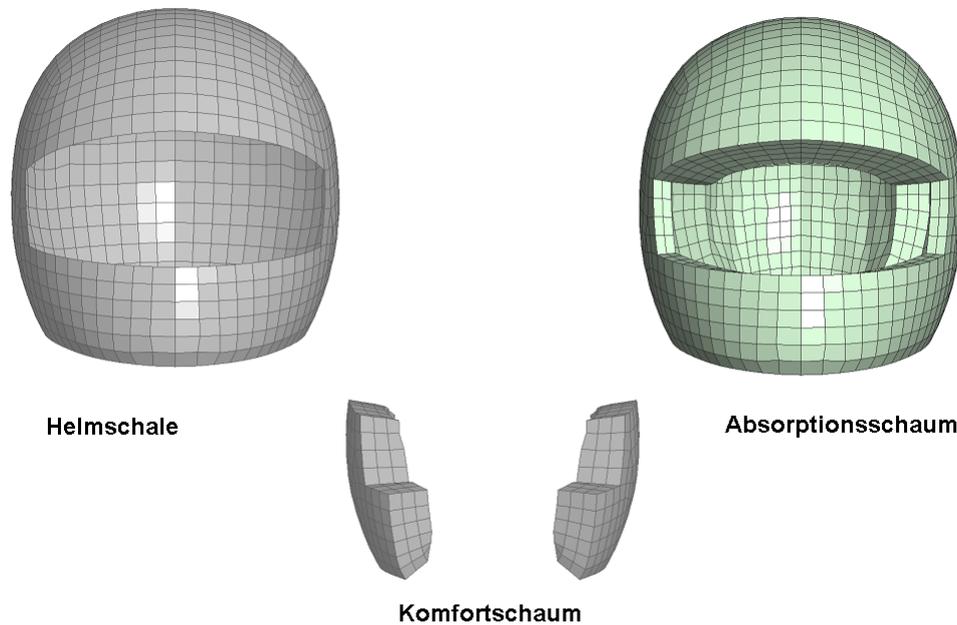
### 3.2.1 Ausgangsmodell

Als Ausgangspunkt für die Modellierung wird ein von der Fundación CIDAUT (Valladolid/Spanien) erstelltes Modell des in Abbildung 3.5 dargestellten Helmes der Firma Shiro verwendet. Die Geometrie des Modells ist für die drei Hauptbestandteile des Helmes in Abbildung 3.6 zu erkennen. Die Verbindung zwischen Helmschale und Absorptionsschaum wird in diesem Modell über einen reibungsbehafteten (Beiwert 0,15) Kontakt und mehrere kleine Starrkörper („Rigid Body“) an den Kanten der Helmschale hergestellt. Die Verbindung zwischen Komfortschaum und Absorptionsschaum wird über Kontinuitätsbedingungen (gemeinsame Knoten) und über einen weiteren reibungsbehafteten (Beiwert 0,15) Kontakt abgebildet. Das Modell enthält bereits eine Kopfform für die Simulation von Falltests. Auch zwischen der Kopfform und den beiden Schaummaterialien ist ein Kontakt mit einem Reibungsbeiwert von 0,15 definiert.

Der Absorptionsschaum ist in diesem Modell als Materialtyp 21 der Software Pamcrash abgebildet. Es handelt sich dabei um eine Materialbeschreibung für dreidimensionale Finite Elemente. Diese erlaubt die Berücksichtigung eines nichtlinearen Materialverhaltens bei Deformation. Eine solche Materialbeschreibung basiert auf der Verwendung eines schrittweise linearen Spannungs-Dehnungs-Zusammenhanges. Die von der Fundación CIDAUT zur Verfügung gestellte Spannungs-Dehnungs-Kurve ist im Anhang in Form von Wertepaaren in Tabelle B.1 wiedergegeben.

### 3.2.2 Modellierung des Absorptionsschaums

Der Absorptionsschaum des modellierten Helmes ist aus Polystyrol gefertigt. Ein solcher Hartschaum besteht aus geschlossenen, mit Gas gefüllten Zellen. Bei Kompression eines



**Abbildung 3.6:** Hauptbestandteile des Helmmodells (nach [77])

solchen Schaumes wird Energie durch Deformation der Zellen und Reibungsdissipation umgewandelt. Dieser Vorgang geht einher mit der Zerstörung der Struktur des Schaumes. Der Schaum wird für die numerische Modellierung als homogenes Kontinuum angenommen. Es werden die von außen zu beobachtenden Zusammenhänge zwischen einwirkenden physikalischen Größen und der mechanischen Antwort des Schaumes abgebildet (phänomenologisches Modell).

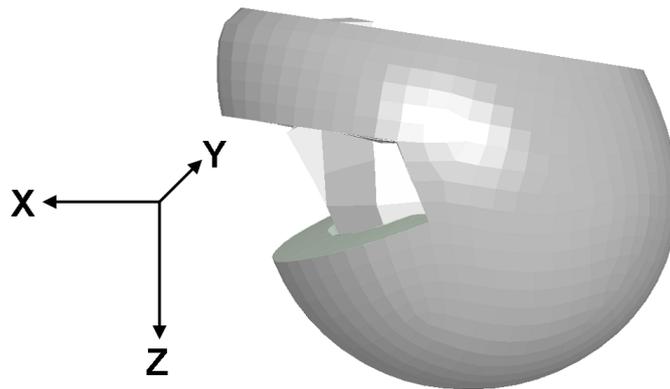
Der Polyesterolschaum wird so modelliert, dass damit zwei durch die Fundación CIDAUT durchgeführte Aufprall-Experimente mit Hilfe der Simulation nachgebildet werden können. Diese Experimente werden im Folgenden beschrieben.

**Verwendete Experimente** Bei den Versuchen handelt es sich um Falltests in Anlehnung an die ECE-Richtlinie zur Prüfung von Schutzhelmen [4]. Derartige Tests dienen dem Nachweis eines bestimmten Stoßdämpfungsvermögens von Helmen vor deren Markteinführung. Bei den verwendeten Versuchen wurde der in der Richtlinie mit dem Buchstaben P bezeichnete Aufschlagpunkt des Helmes verwendet. Dieser Aufschlagpunkt am Helm entspricht am Kopf etwa dem Schnittpunkt der Sutura coronalis mit der Sutura sagittalis (Bregma).

Zu den Versuchen wurde im Helm eine Kopfform platziert, in deren Schwerpunkt die beim



*Abbildung 3.7: Sequenz des Helmaufpralls mit 6 m/s (Quelle: Fundación CIDAUT)*

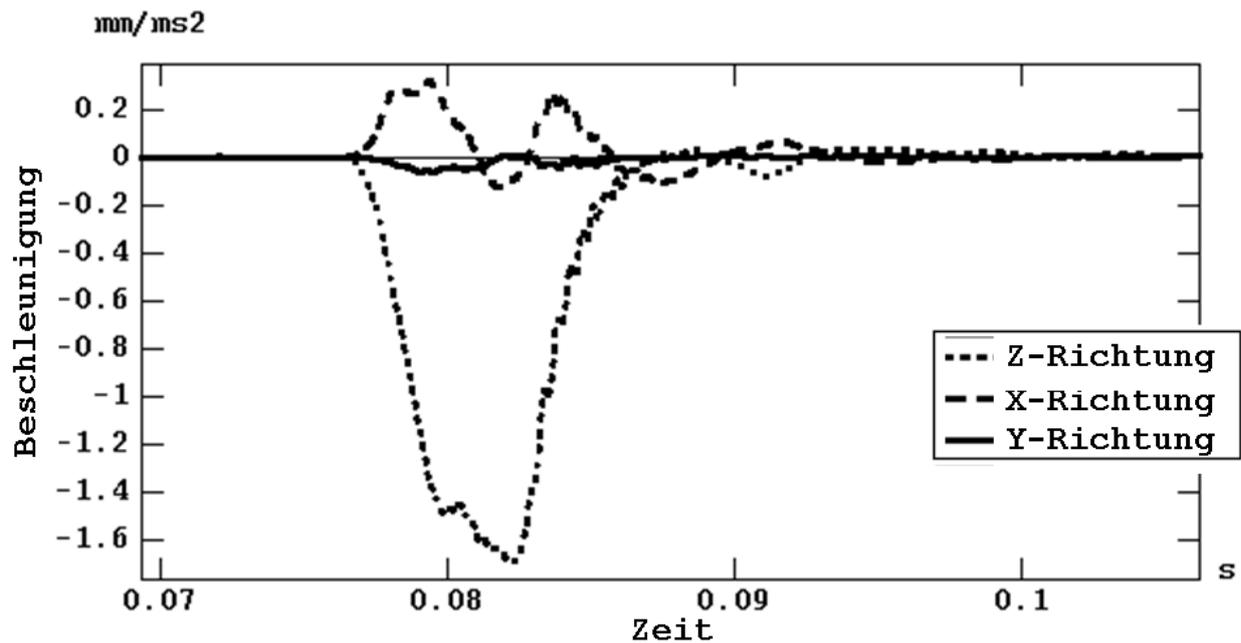


*Abbildung 3.8: Darstellung der verwendeten Raumachsen für die Falltestanalyse in der Ausgangslage (nach [77])*

Aufschlag auftretenden Beschleunigungen in drei Raumrichtungen gemessen wurden. Der erste Versuch wurde mit einer Aufprallgeschwindigkeit von 6 m/s durchgeführt, beim zweiten betrug die Geschwindigkeit 7 m/s. Der Helm wurde im Verbund mit der Kopfform entsprechend des Aufschlagpunktes positioniert und über dem Anprallobjekt soweit angehoben, dass die jeweilige Geschwindigkeit im freien Fall erreicht wird. Das Anprallobjekt war in beiden Experimenten eine ebene Stahlplatte. Abbildung 3.7 gibt eine Sequenz eines solchen Falltests wieder.

Die Lage der Raumachsen für die Analyse der Falltests ist in Abbildung 3.8 für die Ausgangslage von Helm und Kopfform dargestellt. Während des Aufpralls bewegt sich dieses Koordinatensystem mit der Kopfform mit. Es ist also nicht ortsfest. Die Abbildungen 3.9 und 3.10 enthalten die Darstellung der in diesen Raumrichtungen gemessenen Beschleunigungen für beide Falltests.

In beiden Abbildungen ist zu erkennen, dass die mit Abstand höchsten Beschleunigungswerte in Richtung der z-Achse, also in Stossrichtung, gemessen wurden. Nur die Beschleunigungen in dieser Richtung werden für die Simulation der Falltests betrachtet.



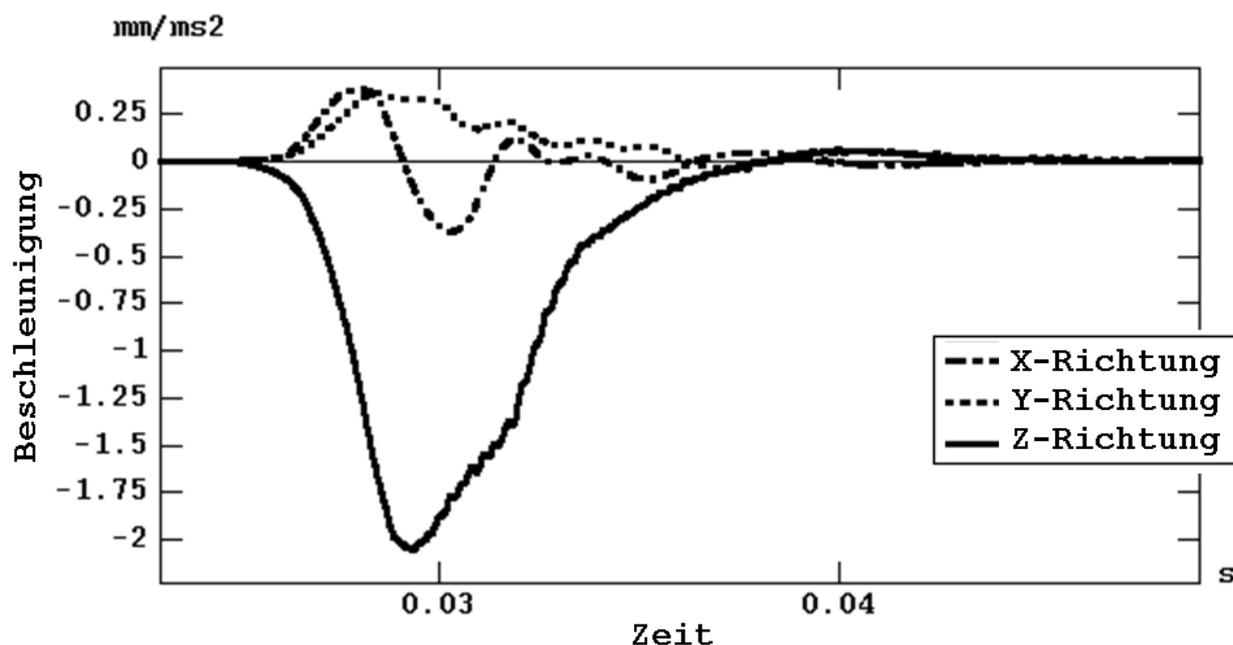
**Abbildung 3.9:** Translatorische Beschleunigungen in drei Raumrichtungen für den Falltest mit 6 m/s (nach [77])

**Bestimmen der Parameter für das Absorptionsschaummaterial** Ein dehnratenabhängiges Modell des Schaums wird erstellt. Bei einem solchen Modell ist die mechanische Antwort des Materials auf eine äußere Belastung abhängig von der Geschwindigkeit, mit der die Belastung aufgebracht wird. Dazu findet der für den Materialtyp 21 der Software Pamcrash verfügbare Cowper-Symonds-Dehnratenzusammenhang [29] Anwendung. Die Spannung  $\sigma_y$ , die einem bestimmten Dehnungswert zugeordnet ist, wird dazu mit einem Korrekturfaktor multipliziert. Daraus ergibt sich die Spannung  $\sigma_n$ , die die Dehnrates berücksichtigt, zu:

$$\sigma_n = \sigma_y \left[ 1 + \left( \frac{\dot{\epsilon}}{D} \right)^{\frac{1}{p}} \right] \quad (3.1)$$

In den Korrekturfaktor fließen die Dehnrates sowie die Dehnratesparameter  $D$  und  $p$  ein. Die Dehnrates  $\dot{\epsilon}$  ist die Ableitung der Dehnung nach der Zeit.

Für eine Dehnrates von null ist der Korrekturfaktor nach Gleichung 3.1 gleich eins. Dies entspricht einer quasistatischen Belastung. Dabei ist die Geschwindigkeit, mit der die Belastung erfolgt, vernachlässigbar klein. Jede zu einer bestimmten Dehnung berechnete Spannung entspricht in diesem Fall genau jener auf der eingegebenen Spannungs-Dehnungskurve. Die im Ausgangsmodell des Helms für den Absorptionsschaum vorliegende Kurve wird als



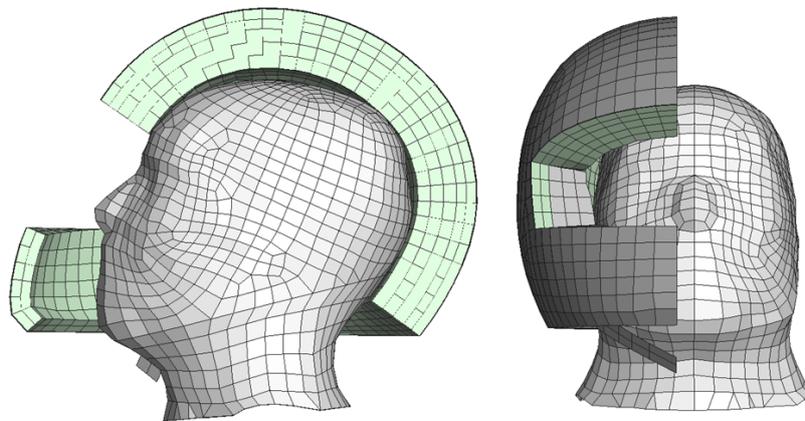
**Abbildung 3.10:** Translatorische Beschleunigungen in drei Raumrichtungen für den Falltest mit 7 m/s (nach [77])

quasistatische Spannungs-Dehnungskurve verwendet. Dazu werden ihre Spannungswerte durch den Wert 100 geteilt, die Kurve wird also vor ihrer Verwendung skaliert.

Es wird ein Aufprall jeweils mit einer Geschwindigkeit von 6 m/s und 7 m/s simuliert. Die Randbedingungen entsprechen denen der beschriebenen Experimente. Eine Abschätzung der im Schaummaterial während der Falltest-Simulation berechneten Dehnraten dient als Einstieg für eine iterative Angleichung der Materialparameter. Neben den beiden Dehnratenparametern  $D$  und  $p$  wird dabei auch der Koeffizient  $C$  für die viskose Dämpfung angepasst. Das Ziel der Anpassung ist das möglichst genaue Nachstellen der in den Versuchen gemessenen Beschleunigungen in Stoßrichtung.

### 3.2.3 Kopf-Helm-Interaktion

Das Ziel dieses Arbeitsschrittes ist die Modellierung der Kopf-Helm-Interaktion, so dass das Helm-Modell in nachfolgenden Untersuchungsschritten in Verbindung mit dem Menschmodell HUMOS (vgl. Abschnitt 3.3.1) verwendet werden kann.



**Abbildung 3.11:** *Prinzipielle Darstellung der Ausgangsposition in der Aufprägsimulation (nach [77])*

**Aufprägvorgang** Ein Helm liegt, wenn er in passender Größe verwendet wird, an einer möglichst großen Oberfläche des menschlichen Kopfes an. Dies wird dadurch erreicht, dass der relativ weiche Komfortschaum sich an die Kopfform des Benutzers anpasst. Die Geometrie des Helmmodells wird in Anlehnung an diesen Vorgang entsprechend der Kopfform des HUMOS-Modells modifiziert. Dazu wird das Helmmodell in der Medianebene geteilt. Nur eine der beiden Hälften wird für die Anpassung an die Kopfform verwendet. In Abbildung 3.11 ist das Prinzip dieser Anpassung dargestellt.

Durch Übereinanderlegen der Kopfgeometrie und der Ausgangsform des Helms können die Bereiche identifiziert werden, in denen die größten Überschneidungen auftreten. In diesen Bereichen werden Elemente des Helmes, die vollständig innerhalb der Kopfform liegen aus dem Modell gelöscht.

Die Positionierung des Helmmodells zum Kopfmodell in der Sagittalebene wird durch drei geometrische Freiheitsgrade beschrieben. Der Helm wird relativ zum Kopf um die Transversalachse rotiert, bis sich die Augen im oberen Drittel des Gesichtsfeldausschnittes des Helmes befinden. Entlang der Longitudinal- und Sagittalachse wird der Helm so verschoben, dass die räumlichen Überschneidungen zwischen Helm und Kopf minimal werden. Die Abschätzung, wann diese Überschneidungen minimal sind, erfolgt per Augenmaß.

Die Anpassung erfolgt durch eine Simulation des Aufprägens des Helmmodells auf den Kopf in Richtung der Transversalachse mit einer Geschwindigkeit von 0,144 km/h. Die Ausgangsposition der Helmhälfte für diesen Aufprägvorgang wird durch Verschieben nach

lateral erreicht. Die Verschiebung ist so groß, dass es in der Ausgangsposition keine räumlichen Überschneidungen zwischen Kopf- und Helmmodell gibt.

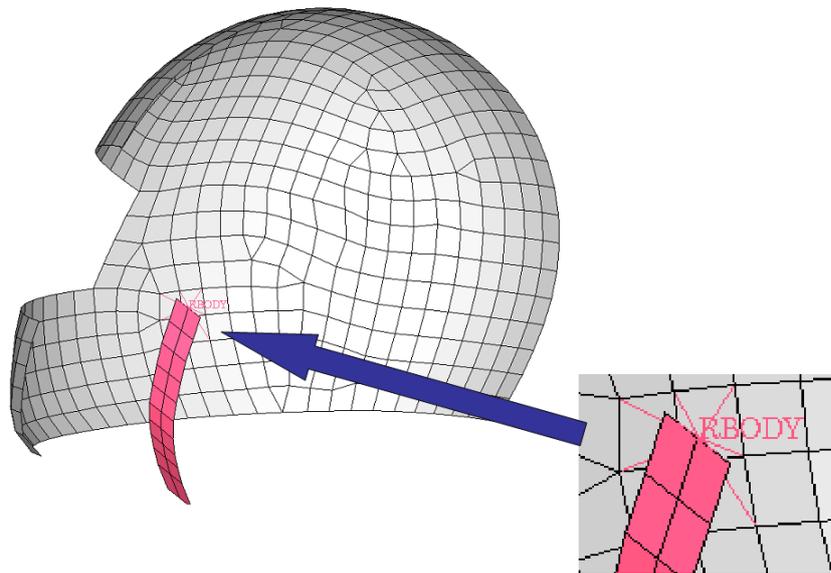
Die Außenschale des Helmmodells wird für den Aufprägvorgang als starrer, nicht deformierbarer Körper modelliert. In gleicher Weise wird die äußerste Elementschicht des Kopfmodells, die die Haut repräsentiert, als starr angenommen. Absorptions- und Komfortschaum werden als deformierbare Materialien abgebildet. Ihre Materialcharakteristik wird jedoch dahingehend modifiziert, dass eine Deformation und dadurch ein Anpassen an die Kopfform unter geringem Widerstand erfolgen können. Im Materialmodell Typ 1 der Simulations-Software Pamcrash werden beide Schäume als elasto-plastisches Material mit einem Schubmodul von 6,18 MPa, einem Kompressionsmodul von 5,66 MPa und einer Querkontraktionszahl von 0,1 charakterisiert. Weiterhin wird die Verfestigung nach Erreichen der Elastizitätsgrenze von 0,01 MPa mit einem Modul von 0,1 Pa beschrieben.

Explizite Lösungsverfahren für die Bewegungsgleichungen von FE-Modellen, wie sie die Software Pamcrash anwendet, erfordern die Wahl eines geeigneten Zeitschrittes zur Vermeidung von Instabilitäten. Mit diesem Begriff wird der Zeitraum bezeichnet, über den die auf die Knoten des Modells wirkenden Beschleunigungen als konstant angenommen werden. Je kleiner dieser Zeitschritt ist, desto zeitaufwändiger ist eine Simulation. Elemente, denen (bei sonst gleichen physikalischen Eigenschaften) ein geringer Elastizitätsmodul zugewiesen ist und die damit leicht deformierbar sind, begrenzen den Zeitschritt nach oben [52]. Um der Begrenzung des Zeitschrittes durch das leicht deformierbare Schaummaterial in der Aufprägsimulation entgegenzuwirken, wird für die Simulation die Masse des Modells vergrößert. Der Vorgang wird als Initialmassenskalierung bezeichnet und führt zu einem größeren Zeitschritt von 5 Mikrosekunden und dadurch zu einer kürzeren Berechnungszeit.

In der Endlage der Aufprägsimulation wird ein Kinnriemen an den Unterkiefer-/Halsbereich des HUMOS-Modells angepasst. Dazu wird ein 20 Millimeter breites Band aus Schalenelementen in Form eines Viertelkreises erzeugt. Dieser Kinnriemen wird unter dem Unterkiefer-/Halsbereich positioniert. Auf Höhe des unteren Randes der Gesichtsfeldöffnung des Helmes wird der Kinnriemen an der Helmschale über einen Starrkörper verbunden. In Abbildung 3.12 ist der Kinnriemen dargestellt. Das mediale Ende des Kinnriemens wird bis zur Mediansagittalebene gezogen. Dabei legt sich der Kinnriemen an die Haut im Bereich des Unterkiefers bzw. des Halses an.

Die angepasste Geometrie des Helmes wird an der Mediansagittalebene gespiegelt und zu einem kompletten Helm zusammengefügt. Für die Aufprägsimulation und das Anpassen des Kinnriemens werden reibungsfreie Kontakte zwischen Helm und Kopf angenommen.

**Einsatzprüfung** Das angepasste Helmmodell wird in einer Anprallsimulation mit einer einfacheren Modellierung der Kopf-Helm-Interaktion verglichen. Diese einfachere Modellierung besteht in einer Klebeverbindung (sogenanntes „TIED“-Material in der Software Pamcrash). Dabei wird keine Relativbewegung zwischen den durch die Verbindung er-



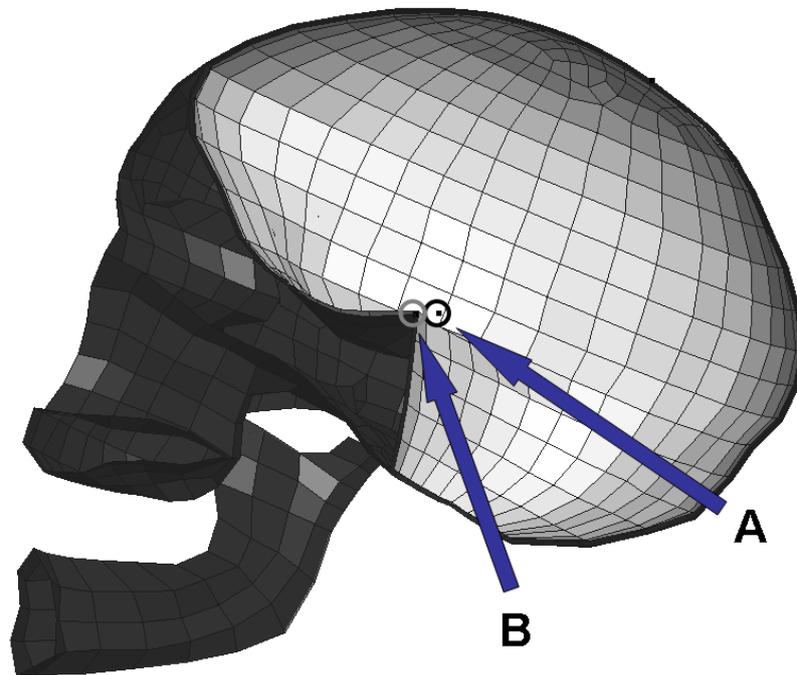
*Abbildung 3.12: Darstellung der Ausgangsposition zur Kinnriemenanpassung (nach [77])*

fassten Oberflächen zugelassen. Es wird dazu auch kein Anpassen der Helmform an das Kopfmodell benötigt, weil weder räumliche Überschneidungen noch Lücken zwischen den betrachteten Oberflächen dieser Abbildung hinderlich sind.

Für die Anprallsimulation werden Randbedingungen gewählt, die denen der im nachfolgenden Untersuchungsschritt durchzuführenden Simulationen ähnlich sind. Als Anprallobjekt wird eine starre Wand in Form einer geometrischen Ebene modelliert. Anprallgeschwindigkeit und Anprallwinkel werden entsprechend den Ergebnissen der Analyse des realen Unfallgeschehens gewählt. Ein Anprall mit 60 km/h unter einem Winkel von 30 Grad wird simuliert. Der menschliche Körper wird dabei so orientiert, dass er auf dem Rücken liegt und seine Longitudinalachse mit dem Geschwindigkeitsvektor zusammenfällt. Der erste Kontakt beim Aufprall erfolgt dadurch am helmgeschützten Kopf. Diese Randbedingungen entsprechen denen des in Abschnitt 2.3.1 erläuterten schrägen Anpralls (vgl. Abbildung 2.3).

Für alle Anprallsimulationen mit Menschmodell und Helmmodell wird für den Kontakt zwischen Schaum und Kopf sowie für den Kontakt zwischen Kinnriemen und Kopf ein Reibwert von 0,6 angenommen. Dies entspricht einer Interaktion zweier Oberflächen, bei der die tangential wirkende Reibkraft einen Betrag von bis zu 60 Prozent der in Normalenrichtung wirkenden Druckkraft annehmen kann. Zwischen der Oberfläche der Wand und dem Helm wird in der Simulation ein Reibungsbeiwert von 0,1 angenommen.

Im Verlauf des simulierten Anpralls wird der Betrag der translatorischen Gesamtbeschleu-



**Abbildung 3.13:** Lage des Massenschwerpunktes des Kopfmodells A und des zusätzlichen Messpunktes am Schädel B (Ansicht des in der Median-Sagittalebene aufgeschnittenen Schädelmodells)

nigung berechnet. Dieser zeitliche Beschleunigungsverlauf wird im modellierten Gehirn an der Stelle ermittelt, an der sich der Massenschwerpunkt des Kopfmodells befindet. Dieser liegt in der Median-Sagittalebene und ist in Abbildung 3.13 mit dem Buchstaben A gekennzeichnet. Die Beschleunigungs-Zeit-Kurve wird mit dem Filter CFC1000 gefiltert. Mit Hilfe des Verlaufs der Beschleunigung wird das Kopfverletzungskriterium HIC berechnet (siehe dazu Abschnitt 2.3.1). Außerdem wird das Maximum des berechneten Beschleunigungsverlaufs ermittelt.

Außer der im Hirn gemessenen Beschleunigung wird für den Schädel der zeitliche Verlauf der Rotation um die Sagittalachse ermittelt. Diese wird an dem Punkt des Schädelmodells, der dem Massenschwerpunkt des Kopfes am nächsten liegt, ausgewertet. Die entsprechende Stelle ist in Abbildung 3.13 mit dem Buchstaben B gekennzeichnet. Sie liegt ebenso wie der Massenschwerpunkt in der Median-Sagittalebene. Am menschlichen Schädel würde der markierte Punkt ungefähr der Rückwand der Sella turcica entsprechen. Das Dorsum sellae kann also als anatomischer Merkmalspunkt, der die Lage der Auswertungsstelle beschreibt, verstanden werden.

Des Weiteren wird der Beginn der Kraftübertragung vom Helmmodell auf das Kopfmodell

untersucht. Dazu wird für das angepasste Helmmodell der zeitliche Verlauf der Kontaktkraft ausgewertet. Für die einfachere Modellierung wird die über die Zeit in das Material des Klebekontaktes eingetragene Energie analysiert.

Das Ziel dieser Gegenüberstellung der beiden Modellierungsansätze für die Kopf-Helm-Interaktion ist es, Unterschiede in der Abbildung der zu Grunde liegenden mechanischen Vorgänge zu analysieren. Es soll dabei die für nachfolgende Arbeits- und Analyseschritte geeignete Modellierung identifiziert werden.

### 3.3 Simulation von Anprallkonfigurationen

In diesen Untersuchungsschritt finden die Ergebnisse der Helmmodellierung sowie der Analyse des realen Unfallgeschehens Eingang. Die Anprallkonstellation leitet sich aus der Analyse des realen Unfallgeschehens ab. Der Anprall erfolgt in der Simulation mit verschiedenen Orientierungen der Longitudinalachse des Aufsassen. Die Energieabsorption durch den Helm spielt im Falle eines Kopfanpralls eine wichtige Rolle. Deshalb wird das entwickelte Helmmodell in Verbindung mit dem Menschmodell HUMOS zur Simulation des Anpralls an eine passive Straßenschutzeinrichtung eingesetzt. Mit der Untersuchung soll eine Entscheidungsgrundlage für die Festlegung von Parametern experimenteller Testverfahren geschaffen werden. Experimentelle Tests mit Dummys sind zur Bewertung von Schutzsystemen vor deren Einbau an Straßen notwendig.

Das Ziel dieses Untersuchungsschrittes ist die Beantwortung folgender Fragestellungen:

- Kann jede der untersuchten Aufsassen-Orientierungen der primären Belastung einer der drei Körperregionen Kopf, Nacken bzw. Thorax zugeordnet werden?
- Ist der untersuchte Anprall generell mit einem hohen Verletzungsrisiko für den Thorax verbunden?

Die erste Fragestellung steht in Verbindung zur Definition des notwendigen Umfangs von experimentellen Anpralltests. Von großem Interesse ist hier, ob zwingend mehrere Tests mit verschiedenen Orientierungen durchgeführt werden müssen. Mit der zweiten Frage eng verknüpft ist die Bewertung der Notwendigkeit von zukünftigen Neuentwicklungen bzw. von Modifikationen existierender Crashtest-Dummys.

#### 3.3.1 Modelle und Randbedingungen

**Menschmodell** Der Aufsasse wird in den Simulationen durch das Modell HUMOS („Human Model for Safety“) repräsentiert. Abbildung 3.14 enthält zwei schematische Darstellungen des Modells. Die Entwicklung dieses Modells ist das Ergebnis eines europäischen

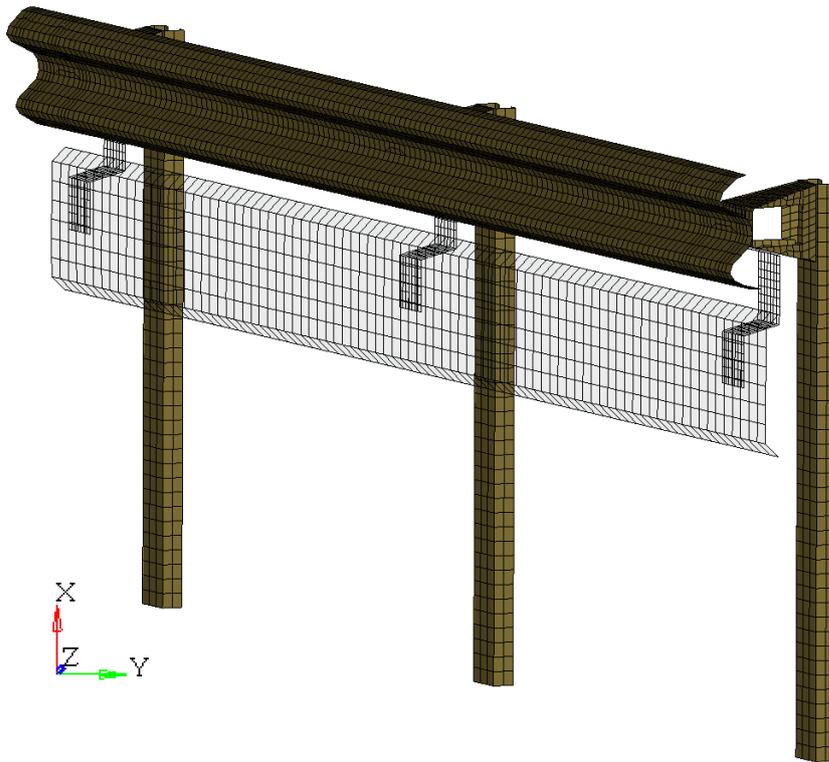


**Abbildung 3.14:** HUMOS-Modell als Skelett mit transparenter Haut (links) und als Skelett mit inneren Organen (rechts)

Forschungsprojektes mit gleichem Namen [7, 76]. Das Modell wurde für die Crash-Simulation im Bereich der Fahrzeugsicherheit entwickelt. Es soll in erster Linie der Abbildung von Insassen sowie Fußgängern in Anprallsimulationen zur Bewertung von Verletzungsrisiken und zur detaillierten Untersuchung von Verletzungsmechanismen dienen.

Beim HUMOS handelt es sich um ein Modell auf Basis der Methode der Finiten Elemente (vgl. Abschnitt 2.3.2). Die wichtigsten mechanischen Strukturen des menschlichen Körpers sind dabei in endliche, deformierbare Volumen-, Oberflächen- bzw. Linienteile untergliedert. An ihren Grenzen zueinander sind sie verbunden über Kontinuitätsbedingungen an Knoten, für die unter dynamischer Belastung die Bewegungsgleichungen gelöst werden. Die Massenverteilung und der Zusammenhang zwischen Verformung und Belastung ist für jedes Element in einer Materialdefinition beschrieben. Detaillierte Beschreibungen zur Entwicklung des HUMOS-Modells sind in zwei am Institut für Rechtsmedizin der Universität München angefertigten Dissertationen zu finden [52, 56].

Das HUMOS-Modell existiert als anthropometrische Repräsentation des fünften, 50. und 95. Perzentils der europäischen erwachsenen Bevölkerung. Für die Simulationen in diesem Arbeitsschritt findet die Version des HUMOS-Modells als 50. Perzentil in stehender Ausführung Anwendung. Dieses Modell wird horizontal als auf der Straßen- bzw. Erdoberfläche liegender Aufsasse positioniert. Die im Abschnitt 3.2 aufgeführte Software wird zur

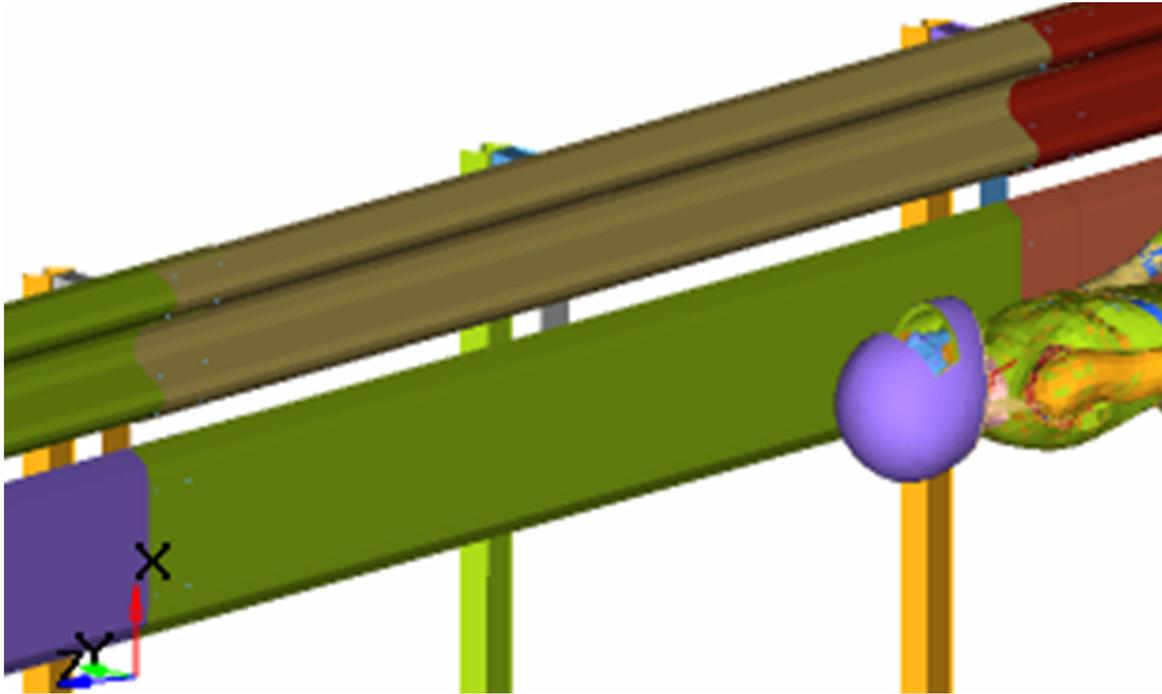


*Abbildung 3.15: FE-Modell einer Schutzeinrichtung mit Unterzug, entwickelt von der Fundación CIDAUT*

Berechnung, Modellbearbeitung und Auswertung genutzt.

**Modell der Schutzeinrichtung** Als Schutzeinrichtung wird für die Simulation ein Finite-Elemente-Modell verwendet, das von der Fundación CIDAUT im Auftrag des Schutzeinrichtungsherstellers HIASA entwickelt und im Rahmen des EU-Forschungsprojektes APROSYS zur Verfügung gestellt wurde [65]. Abbildung 3.15 enthält eine Darstellung dieses Modells. Bei der Schutzeinrichtung handelt es sich um eine Metall-Schutzplanke. Sie ist mit einem sogenannten Unterzug, einer Zusatzeinrichtung zum Schutz zu Fall gekommener Zweiradaufsassen, ausgestattet. Dieser Unterzug und seine Anbindung an die eigentliche Metall-Schutzplanke sind in der Abbildung transparent dargestellt. Die Pfosten, die die Schutzplanke mit dem Untergrund verbinden, sind in ihrer vollen Länge dargestellt. Ein großer Abschnitt jedes Pfostens befindet sich im eingebauten Zustand unter der Erdoberfläche. Dieser Teil der Pfosten wird in den Simulationen als ortsfest angenommen, d.h. an diesen Stellen tritt keinerlei Bewegung auf.

**Randbedingungen** Die Ergebnisse der Analyse des realen Unfallgeschehens führen dazu, dass ein Anprallszenario mit primärer Belastung der oberen Körperhälfte für die de-

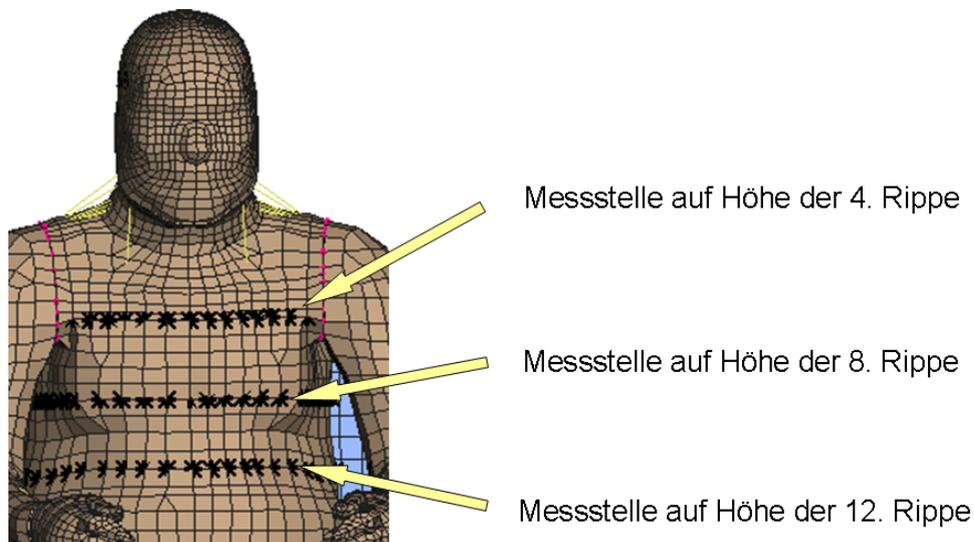


*Abbildung 3.16: Ausgangsposition für die Simulation des schrägen Anpralls*

taillierte Untersuchung mit Hilfe der Simulation gewählt wird. Dabei wird insbesondere die Belastung der Thoraxregion näher betrachtet. Der Aufsasse liegt bei dem gewählten Szenario mit dem Rücken auf der Straßen- bzw. Erdoberfläche. Für die Anprallgeschwindigkeit wird in den Simulationen ein Wert von 60 km/h verwendet. Der Winkel zwischen dem Geschwindigkeitsvektor des Aufsassens und der Tangente der Oberfläche der Schutzeinrichtung beträgt 30 Grad.

Die Richtungslinie des Geschwindigkeitsvektors des Aufsassens verläuft zu Beginn jeder Simulation so, dass sie den Körperschwerpunkt mit dem geometrischen Mittelpunkt eines Pfostens verbindet. In Abbildung 2.4 ist diese Konstellation wiedergegeben. Die Anprallsimulationen konzentrieren sich damit auf die in Abschnitt 2.4.3 erläuterten Gefahren, die mit einem Anprall in Pfostennähe verbunden sind.

Bezüglich der Orientierung des Aufsassens stehen bei der Untersuchung eines solchen Anpralls grundsätzlich zwei verschiedene Orientierungen der Körper-Longitudinalachse zur Debatte. Eine schräge Orientierung zielt entsprechend den Angaben aus der Literatur [18] auf die Belastung der Kopf- und Nackenregionen und eine seitliche Orientierung auf die Belastung des Thorax. Beide Orientierungen sind in Abbildung 2.3 dargestellt. Je ein Anprall wird in diesen zwei Orientierungen simuliert. Abbildung 3.16 enthält eine Übersichtsdarstellung zu Beginn einer Simulation des schrägen Anpralls. Die Straßen- bzw. Erdoberfläche ist dabei nicht mit dargestellt. Sie wird über die Definition einer virtuellen, undeformierbaren Ebene repräsentiert. Zwischen dieser Ebene bzw. der Schutzeinrichtung einerseits und



**Abbildung 3.17:** Lage der für die Bestimmung der lateralen Kompression verwendeten Thoraxumfangskonturen (Höhenangaben in mittlerer Axillarlinie entlang der Longitudinalachse)

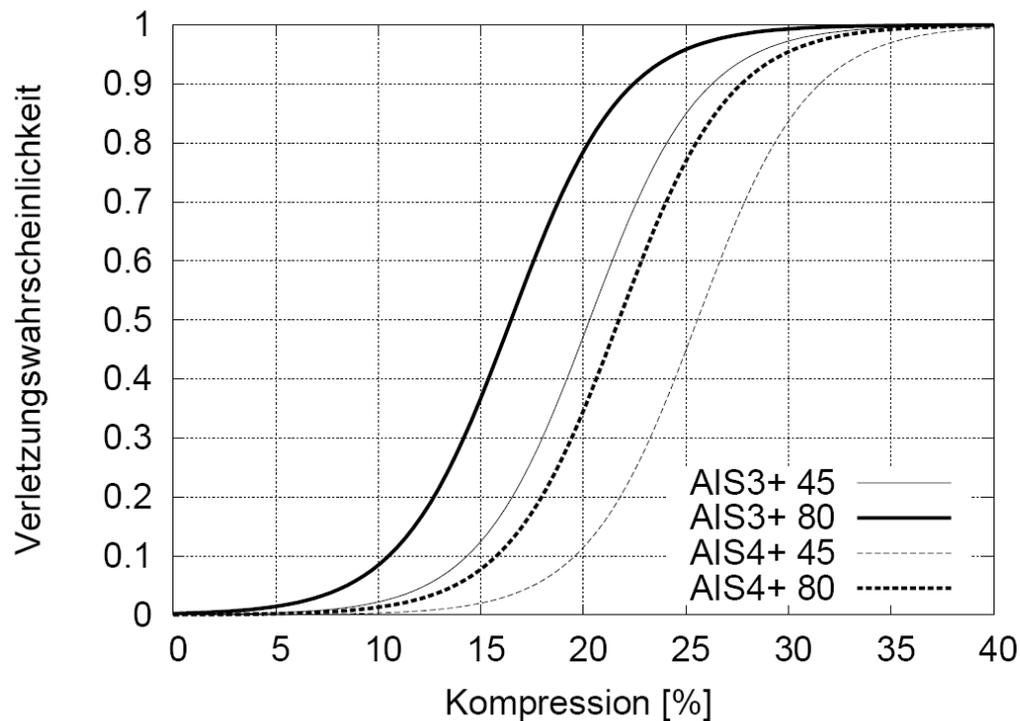
den Oberflächen des HUMOS-Modells bzw. des Helmes andererseits wird in der Simulation ein Reibungsbeiwert von 0,1 angenommen.

### 3.3.2 Biomechanische Belastungen

Die durch den Anprall hervorgerufenen mechanischen Belastungen werden für drei Körperregionen analysiert. Es werden für den Kopf, die Halswirbelsäule und den Thorax Vergleichsgrößen berechnet. Anhand dieser Größen erfolgt die Bewertung des Risikos, Verletzungen zu erleiden.

Um die Belastung des Thorax zu charakterisieren, wird die von Peldschus et al. [69] für das stehende bzw. liegende HUMOS-Modell vorgestellte Methodik angewandt. Die Methode wurde durch von Merten am HUMOS-Menschmodell entwickelt [52].

Sie basiert auf der Berechnung der Eindrückung der lateral belasteten Thoraxhälfte. Die Eindrückung wird entlang der Longitudinalachse des Körpers an drei verschiedenen Stellen ermittelt. In Abbildung 3.17 sind drei mit jeweils einer Folge von Kreuzen markierte Reihen dargestellt. Jede dieser Reihen bildet einen den Thorax umschließenden Ring. Die drei Ringe liegen in je einer horizontal verlaufenden Ebene. Die Ebenen schneiden die mittlere Axillarlinie jeweils auf Höhe der vierten, achten bzw. zwölften Rippe.



**Abbildung 3.18:** Wahrscheinlichkeit des Auftretens von Verletzungen bestimmter AIS-Grade in Abhängigkeit der Kompression der lateral belasteten Thoraxhälfte für zwei Lebensalter (aus [52])

In jedem um den Thorax gelegten Ring werden wiederum an drei Positionen entlang des Thorax-Umfangs die Ausmaße der Eindrücke ermittelt. Die drei Stellen befinden sich bei 20, 25 und 30 Prozent des Umfangs, wobei die Messung am Sternum beginnt. Die erste Stelle liegt damit in der Nähe der vorderen Axillarlinie, die beiden anderen entsprechend in der Nähe der mittleren bzw. hinteren Axillarlinie.

Aus der Eindrücke lässt sich durch Einbeziehen der ursprünglichen Gesamt-Thoraxbreite die Kompression  $C$  berechnen. Bei der verwendeten Thoraxbreite handelt es sich um die an der Messstelle ermittelte Breite. D.h. es werden drei verschiedene Werte für die Ausgangsbreite pro Messebene verwendet. Für alle drei Messebenen (auf Höhe der vierten, achten und zwölften Rippe) ergibt dies neun verschiedene Ausgangswerte. Für jede Messhöhe entlang der Longitudinalachse, d.h. für jeden der drei Ringe um den Thorax wird das Maximum der Kompression über die drei Positionen entlang des Umfangs bestimmt.

Mit Hilfe des Alters kann aus der Kompression nach Kuppia et al. [47] die Wahrscheinlichkeit des Eintretens von Thoraxverletzungen der AIS-Stufe 3 oder höher entsprechend folgender Gleichung berechnet werden:

$$p(AIS\ 3+) = \frac{1}{1 + e^{9,02937 - 0,03705 \cdot \text{alter} - 36,8232 \cdot C}} \quad (3.2)$$

In Abbildung 3.18 ist der Verlauf dieser Verletzungswahrscheinlichkeit für ein Lebensalter von 45 bzw. 80 Jahren in Abhängigkeit der Kompression wiedergegeben. In ähnlicher Weise lässt sich auch die in dieser Abbildung ebenfalls dargestellte Wahrscheinlichkeit des Eintretens von Verletzungen der Stufe AIS 4 oder höher berechnen. Für die Auswertung der Simulationen wird die nach Gleichung 3.2 ermittelte Wahrscheinlichkeit für ein angenommenes Lebensalter von 45 Jahren verwendet.

Die durch den Anprall hervorgerufenen Belastungen des Kopfes werden für die Simulationen in gleicher Weise ausgewertet, wie dies in Abschnitt 3.2.3 bei der Überprüfung des Helmmodells beschrieben wird. Der Wert des Kopfverletzungskriteriums HIC und der maximale Betrag der translatorischen Gesamtbeschleunigung werden dabei berechnet.

Zur Bewertung der Belastung der Halswirbelsäule werden die zwischen dem siebten Halswirbel und dem ersten Brustwirbel wirkenden Kräfte ermittelt. Beide Wirbelkörper sind im HUMOS-Modell als nicht deformierbare Körper abgebildet. Sie sind über die Definition eines Gelenkes miteinander verbunden. Es werden die Maxima der über das Gelenk übertragenen Kräfte betrachtet. Dies geschieht für Zug-, Druck- und Scherkräfte. Zug- bzw. Druckkräfte wirken dabei entlang der lokalen Achse der Wirbelsäule, also in kranial-kaudaler Richtung. Scherkräfte wirken senkrecht zu dieser Achse in medial-lateraler oder ventral-dorsaler Richtung.



# Kapitel 4

## Ergebnisse

### 4.1 Analyse des realen Unfallgeschehens

#### 4.1.1 Vorauswahl

Die Vorauswahl soll Antwort geben auf die Frage, welche Elemente der Straßenausstattung in nachfolgenden Schritten detailliert mit den Schutzeinrichtungen verglichen werden. Das Kriterium für diese Auswahl ist der Anteil von Unfällen mit hohen Verletzungsschweren innerhalb der Gruppen von Unfällen mit Anprall an die betrachteten Objekte.

Ein Anprall an Verkehrsinseln kann in keiner der Datenbanken identifiziert werden. Ein Anprall an Wände, die nicht unter die Kategorie Betonschutzwand fallen, kann insgesamt nur in drei Fällen festgestellt werden. Diese beiden Objektgruppen sind in der weiteren Ergebnisdarstellung nicht berücksichtigt. Nur die Ergebnisse für die Objektgruppen Bordstein, Baum/Pfahl und Schutzeinrichtung werden im Einzelnen aufgeführt.

In Abbildung 4.1 ist die Verteilung der Unfälle nach den jeweils aufgetretenen Verletzungsschweren für die DEKRA-Datenbank dargestellt. Entsprechend der Klassifizierung in dieser Datenbank ist die Verletzungsschwere unterteilt in die drei Gruppen leicht/unverletzt, schwer/tödlich verletzt bzw. unbekannt. Die Verteilung der Unfälle wird dabei prozentual innerhalb der jeweiligen Gruppe angegeben. Außer für die verschiedenen Gruppen von Anprall-Objekten ist zum Vergleich auch die Verteilung für die Gesamtheit der analysierten Unfälle enthalten.

Die Abbildungen 4.2 bis 4.4 stellen die Verteilung der Unfälle für die COST-Datenbank, die GIDAS-Datenbank und für die MAIDS-Datenbank dar. In diesen drei Abbildungen ist die Verletzungsschwere nach den höchsten im Unfallverlauf aufgetretenen AIS-Stufen (maximaler AIS-Wert, MAIS) geordnet. Die Unterteilung erfolgt in die Stufen eins bis zwei,

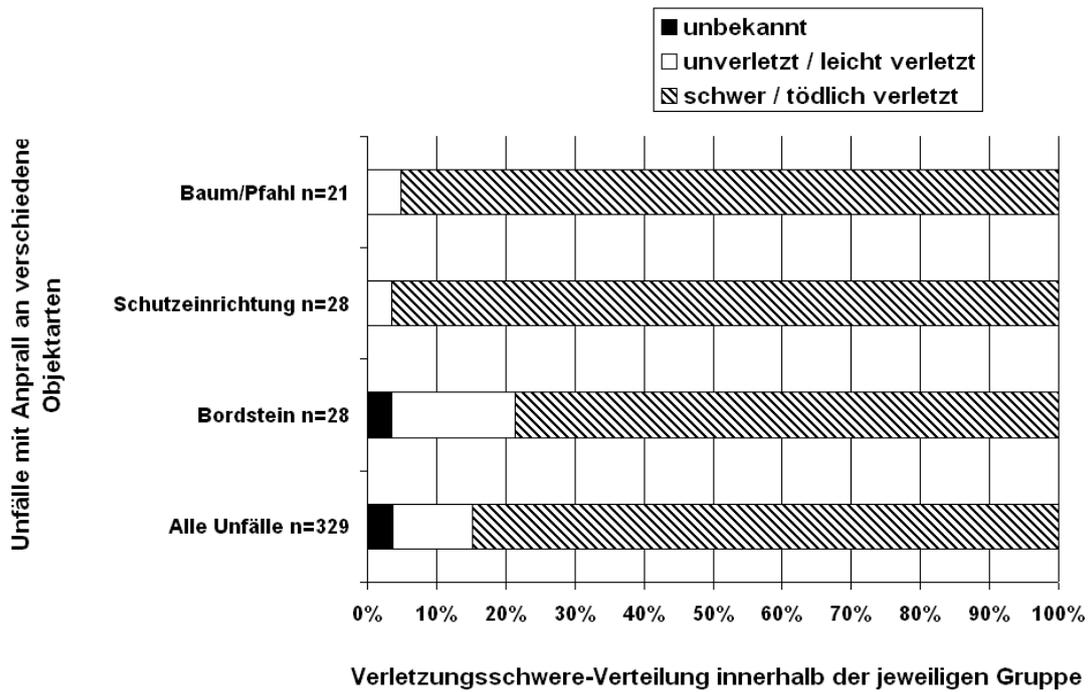


Abbildung 4.1: DEKRA-Datenbank - Unfall-Gesamtverletzungsschwere

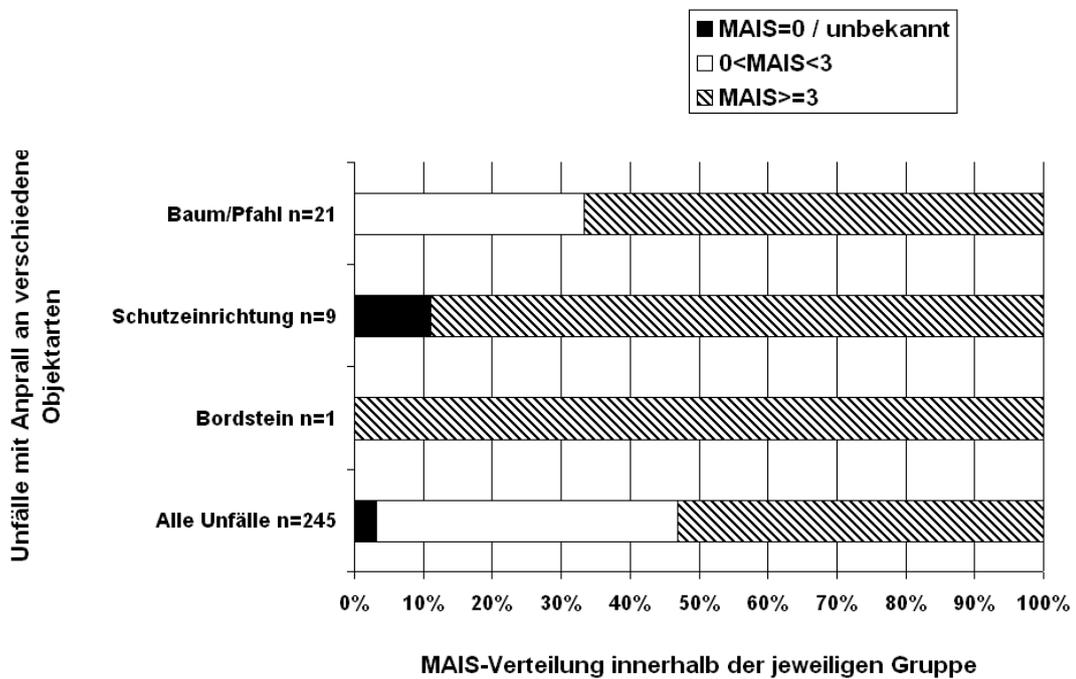


Abbildung 4.2: COST-Datenbank - Unfall-Gesamtverletzungsschwere

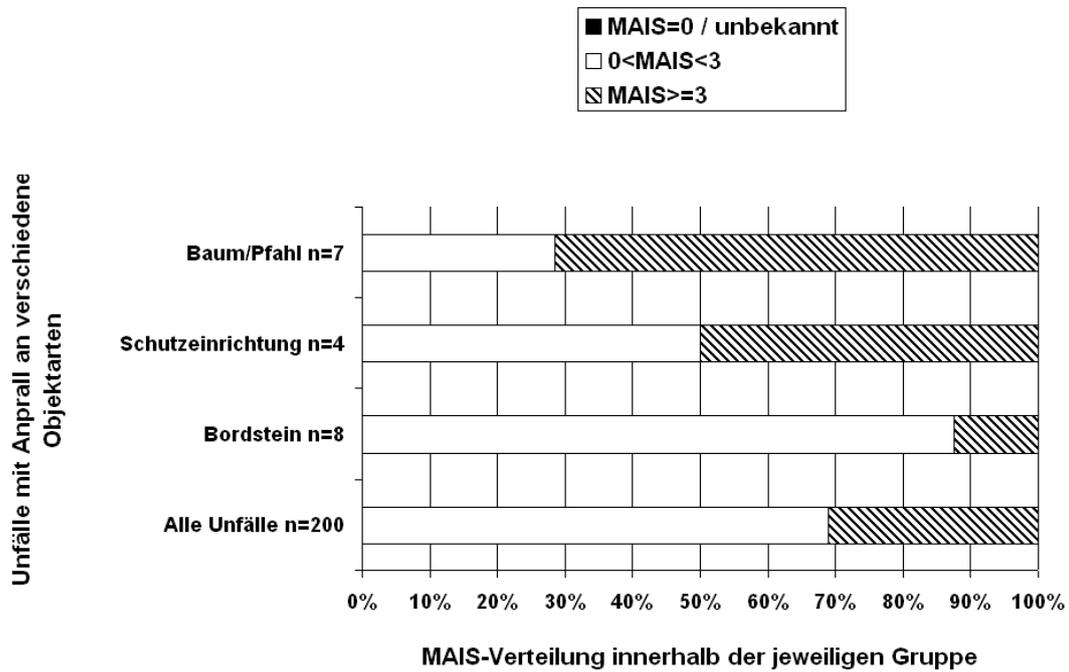


Abbildung 4.3: MAIDS-Datenbank - Unfall-Gesamtverletzungsschwere

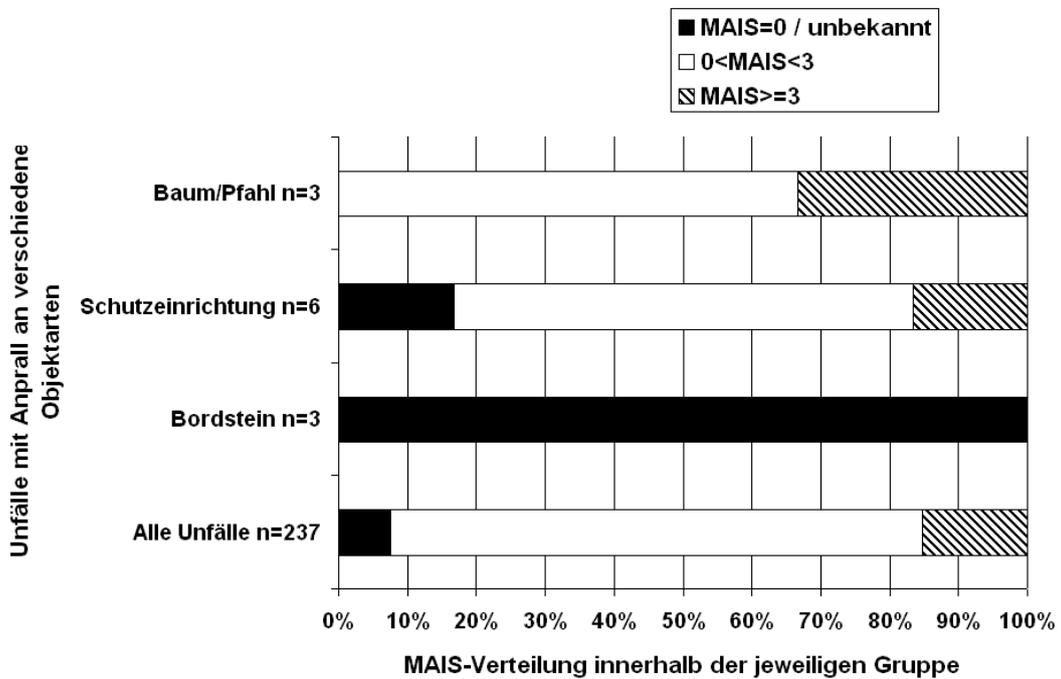


Abbildung 4.4: GIDAS-Datenbank - Unfall-Gesamtverletzungsschwere

drei bis sechs bzw. null und unbekannt.

Die Verteilung der Gesamtheit der Unfälle auf die Verletzungsschweren unterscheidet sich stark von Datenbank zu Datenbank. Die Anzahl der Unfälle mit einem MAIS-Wert von eins oder zwei ist am höchsten für die GIDAS-Datenbank. Fast 80 Prozent aller Unfälle entfallen auf diese Werte. Nur ca. 15 Prozent sind höheren Verletzungsschweren zugeordnet. Auch die MAIDS-Daten zeigen einen deutlich geringeren Anteil von Unfällen mit hohen maximalen AIS-Werten als von Unfällen mit niedrigen AIS-Werten. Im Vergleich dazu sind die in der COST-Datenbank enthaltenen Unfälle relativ gleichmäßig verteilt zwischen MAIS-Werten von eins oder zwei und höheren MAIS-Werten. In der DEKRA-Datenbank sind hauptsächlich Unfälle mit schwer Verletzten und tödlich Verletzten enthalten.

Das Auftreten eines Anpralls an einen Bordstein im Unfallverlauf kann in den GIDAS-Daten und in den COST-Daten insgesamt nur in vier Fällen festgestellt werden. Die entsprechende Fallzahl für die MAIDS-Datenbank ist mit acht Unfällen ebenfalls klein. Die Verteilung weist in diesem Fall ebenso wie in den DEKRA-Daten einen verringerten Anteil hoher Verletzungsschweren im Vergleich zur Gesamtheit der enthaltenen Unfälle auf.

Unfälle mit Anprall an einen Baum oder Pfahl weisen in allen vier Datenbanken einen deutlich höheren Anteil an hohen Verletzungsschweren auf als die Gesamtheit der Unfälle. Nach den DEKRA-Daten hat ein solcher Unfall in etwa 95 Prozent aller Fälle schwere oder tödliche Verletzungen zur Folge. Gleiches lässt sich in dieser Datenbank für Unfälle mit Anprall an eine Schutzeinrichtung feststellen.

In der COST-Datenbank ist eine deutliche Verschiebung hin zu schwereren Verletzungen zu erkennen, wenn man Unfälle mit Anprall an eine Schutzeinrichtung und die Gesamtheit aller Unfälle vergleicht. Fast 90 Prozent der Unfälle mit Schutzeinrichtungsanprall sind Verletzungsschweren der AIS-Stufen drei und darüber zuzuordnen. Eine solche Verschiebung zu hohen Verletzungsschweren ist auch für den Anprall an Bäume oder Pfähle festzustellen, allerdings in deutlich schwächerer Form.

Entsprechend der MAIDS-Datenbank ist der Anteil von Unfällen mit hohen Verletzungsschweren größer für die Gruppe mit Anprall an einen Baum oder Pfahl als für die Gruppe mit Schutzeinrichtungsanprall. In letzterer ist dieser Anteil wiederum größer als in der Gesamtheit der Unfälle. Die Zahlen von Unfällen, die auf die betrachteten Untergruppen entfallen, sind klein.

Ebenfalls gering sind die Fallzahlen für die Gruppen von Unfällen mit Anprall an Schutzeinrichtungen oder Bäume/Pfähle in den GIDAS-Daten. Hier handelt es sich um den einzigen Datensatz, in dem Unfälle mit Schutzeinrichtungsanprall einen vergleichbar großen Anteil hoher Verletzungsschweren aufweisen wie die Gesamtheit der Unfälle. Der entsprechende Anteil in der Gruppe mit Anprall an Bäume/Pfähle ist größer.

Entsprechend der Fragestellung zu dieser Vorauswahl wird die Objektgruppe der Bäume und Pfähle für die weiteren Auswertungsschritte ausgewählt. Die dazugehörigen Unfall-

gruppen weisen neben den Unfällen mit Anprall an Schutzeinrichtungen den höchsten Anteil hoher Verletzungsschweren in allen Datensätzen auf.

	Alleinunfälle	Insgesamt	Anteil Alleinunfälle
Alle Unfälle	52	245	21 %
Festes Hindernis	32	41	78 %
Schutzeinrichtung	8	9	89 %
Baum/Pfahl	17	21	81 %

**Tabelle 4.1:** COST-Datenbank - Alleinunfälle bei Anprall an verschiedene Objektarten

	Alleinunfälle	Insgesamt	Anteil Alleinunfälle
Alle Unfälle	29	200	15 %
Festes Hindernis	6	19	32 %
Schutzeinrichtung	3	4	75 %
Baum/Pfahl	6	7	86 %

**Tabelle 4.2:** MAIDS-Datenbank - Alleinunfälle bei Anprall an verschiedene Objektarten

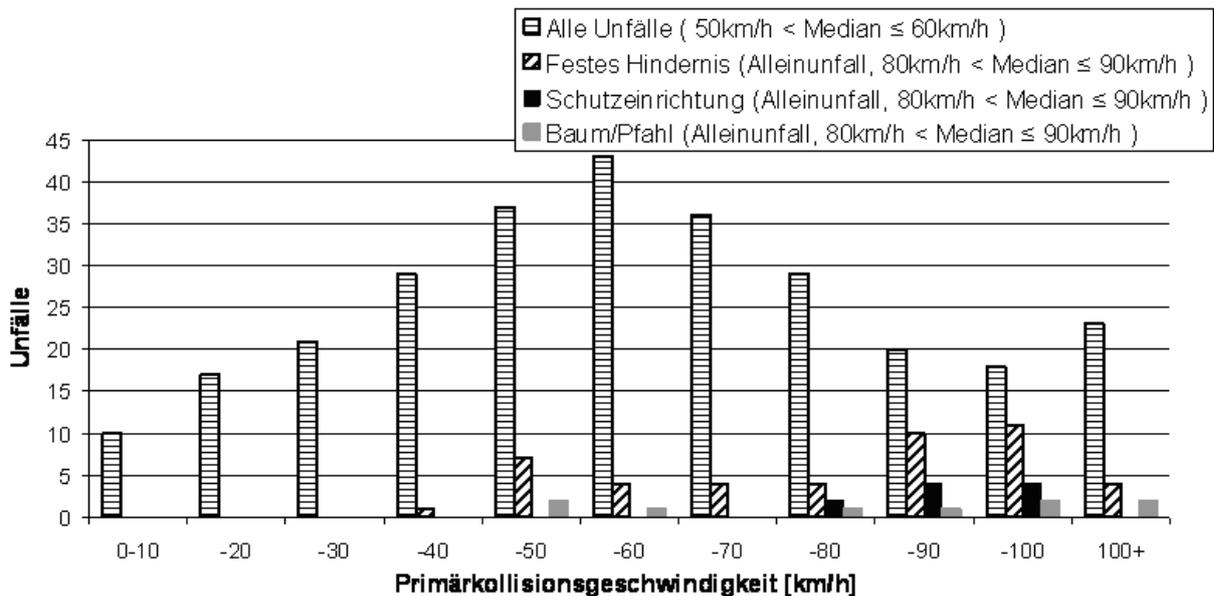
	Alleinunfälle	Insgesamt	Anteil Alleinunfälle
Alle Unfälle	60	237	25 %
Festes Hindernis	32	93	34 %
Schutzeinrichtung	3	6	50 %
Baum/Pfahl	3	3	100 %

**Tabelle 4.3:** GIDAS-Datenbank - Alleinunfälle bei Anprall an verschiedene Objektarten

### 4.1.2 Unfallhergang

Im zweiten Schritt der Auswertung werden der Unfallhergang und die Unfallkinematik untersucht. Die ermittelten Ergebnisse für die Gruppen von Unfällen mit Anprall an Bäume/Pfähle und an Schutzeinrichtungen werden mit der Gruppe der Unfälle mit Anprall an ein festes Hindernis und mit der Gesamtheit aller Unfälle verglichen.

In den Tabellen 4.1 bis 4.3 sind die Anteile von Alleinunfällen in den betrachteten Unfallgruppen für die COST-, MAIDS- und GIDAS-Daten dargestellt. Für alle drei Datenbanken sind die Anteile von Alleinunfällen an Unfällen mit Anprall an Schutzplanken und Bäumen/Pfählen hoch. Im Vergleich dazu sind die Alleinunfall-Anteile generell deutlich niedriger in der Gruppe aller Unfälle. In den COST-Daten entfällt im Gegensatz zu den MAIDS-



**Abbildung 4.5:** DEKRA-Datenbank - Primärkollisionsgeschwindigkeit bei Unfällen mit Anprall an verschiedene Objektarten

und GIDAS-Daten auch für Unfälle mit Anprall an feste Hindernisse allgemein ein hoher Anteil auf Alleinunfälle.

In den Abbildungen 4.5 bis 4.8 sind die Verteilungen der Anprallgeschwindigkeiten für verschiedene Unfallgruppen angegeben. Die aus den GIDAS-Daten gewonnenen Ergebnisse stellen dabei die Geschwindigkeit beim tatsächlichen Anprall an das betrachtete Objekt dar. Für die anderen Datenbanken sind die der Primärkollision zugeordneten Geschwindigkeiten aufgeführt. In der Gruppe der Gesamtheit der Unfälle ist für jede Datenbank jeweils die Primärkollisionsgeschwindigkeit dargestellt. Aus der DEKRA-Datenbank sind für die Untergruppen nur Alleinunfälle, d.h. Unfälle ohne Beteiligung eines anderen Fahrzeuges, berücksichtigt. In den Abbildungen 4.5 bis 4.8 sind außerdem die Intervalle, auf die sich der Medianwert für die jeweiligen Gruppen eingrenzen lässt, angegeben.

Die Verteilung der Primärkollisionsgeschwindigkeiten unterscheidet sich von Datenbank zu Datenbank. Für die DEKRA- und COST-Daten stellt das Intervall von 50 bis 60 km/h den Spitzenwert in der Häufigkeitsverteilung dar. Auf dieses Intervall lässt sich auch der Medianwert für beide Datensätze eingrenzen. In der GIDAS- und MAIDS-Datenbank können dem Intervall von 20 bis 30 km/h die meisten Unfälle zugeordnet werden. Der Medianwert lässt sich für diese beiden Fälle auf das Intervall von 30 bis 40 km/h eingrenzen.

Für Unfälle mit Schutzeinrichtungsanprall lassen sich in der COST-Datenbank nur Primär-anprallgeschwindigkeiten von über 50 km/h finden. Die analysierten Unfälle aus der DEKRA-Datenbank enthalten ausschließlich Anprallgeschwindigkeiten jenseits von 70 km/h. In den

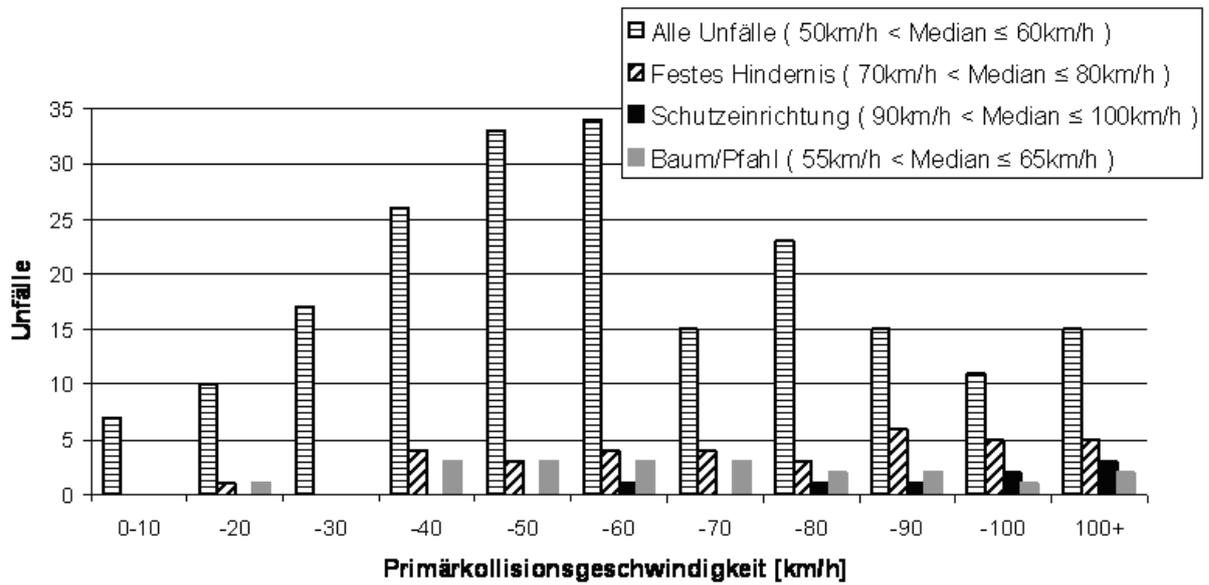


Abbildung 4.6: COST-Datenbank - Primärkollisionsgeschwindigkeit bei Unfällen mit Anprall an verschiedene Objektarten

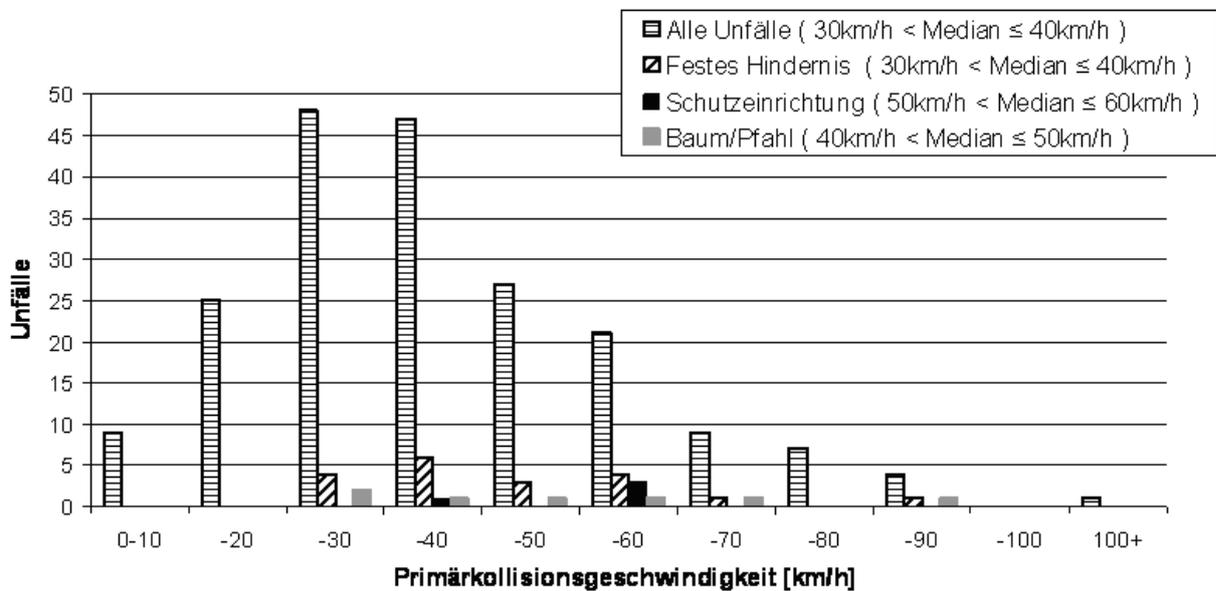
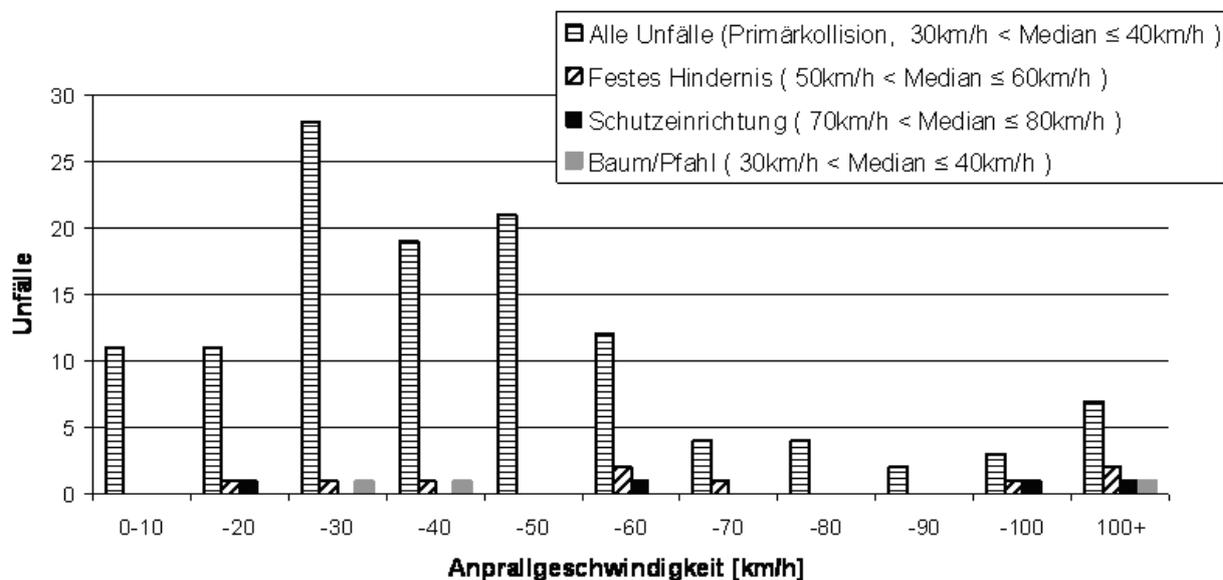


Abbildung 4.7: MAIDS-Datenbank - Primärkollisionsgeschwindigkeit bei Unfällen mit Anprall an verschiedene Objektarten



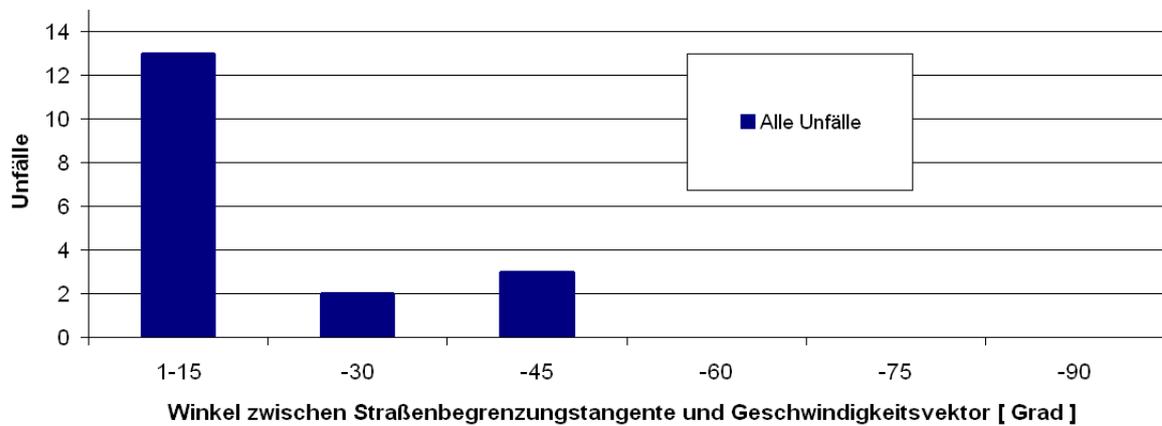
**Abbildung 4.8:** GIDAS-Datenbank - Geschwindigkeit bei Anprall an verschiedene Objektarten bzw. bei Primärkollision

MAIDS-Daten finden sich bei geringer Fallanzahl Geschwindigkeiten zwischen 30 und 60 km/h. Für die tatsächliche Anprallgeschwindigkeit an Schutzeinrichtungen lassen sich aus der GIDAS-Datenbank Werte von 10 bis über 100 km/h ermitteln, allerdings nur in geringer Anzahl.

Im Vergleich zur Gruppe aller Unfälle sind die Anprallgeschwindigkeiten für Unfälle mit Schutzeinrichtungsanprall in allen vier Auswertungen deutlich höher. Für die DEKRA- und COST-Daten ergibt sich eine ähnliche, wenn auch nicht so deutlich ausgeprägte, Erhöhung der Primärkollisionsgeschwindigkeit in der Gruppe mit Schutzeinrichtungsanprall im Vergleich zur Gruppe mit Anprall an feste Hindernisse. Die Gruppe der Unfälle mit festen Hindernissen wiederum weist über alle Datenbanken höhere Anprallgeschwindigkeiten auf als die Gesamtheit der Unfälle.

Nach den DEKRA-Daten weisen die Unfälle mit Anprall an Bäume oder Pfähle einen vergleichbaren Medianwert für die Primärkollisionsgeschwindigkeiten auf wie die Unfälle mit Schutzeinrichtungsanprall. Für letztere sind die Geschwindigkeiten allerdings auf Werte zwischen 70 und 100 km/h beschränkt, während sich im Fall der Bäume/Pfähle Geschwindigkeiten von 40 bis über 100 km/h ergeben. In den anderen drei Datensätzen sind jeweils für die Gruppe der Unfälle mit Anprall an einen Baum oder Pfahl deutlich geringere Geschwindigkeiten als für die Gruppe mit Schutzeinrichtungsanprall zu beobachten.

Die in der GIDAS-Datenbank enthaltene Unfallgröße des Abkommenswinkels ist für die ausgewerteten Fälle in Abbildung 4.9 dargestellt. Für insgesamt 18 Fälle ist diese Größe



*Abbildung 4.9: GIDAS-Datenbank - Abkommenswinkel*

im Datensatz verfügbar. Der Winkel zwischen Geschwindigkeitsvektor und Tangente der Fahrbahnbegrenzungslinie beträgt zum Zeitpunkt des Verlassens der Fahrbahn in den meisten Fällen 15 Grad oder weniger. In keinem Fall beträgt dieser Winkel mehr als 45 Grad.

### 4.1.3 Verletzungsdetails

Im dritten Schritt der Analyse werden die durch einen Anprall an bestimmte Objekte hervorgerufenen Verletzungen detailliert dargestellt. Die Ergebnisse basieren ausnahmslos auf der COST-Datenbank. Es wird zum einen die Verteilung nach Körperregionen und zum anderen vergleichend die Verletzungsschwere analysiert. Der Vergleich der Verletzungsschwere zielt auf eine Einordnung der Gefährlichkeit des Anpralls an die verschiedenen Objekte.

In den Abbildungen 4.10 und 4.11 sind die Verteilungen der Verletzungsschweregrade nach AIS dargestellt. Die durch Anprall an die verschiedenen Objektgruppen hervorgerufenen Verletzungen werden dabei der Gesamtheit der aufgetretenen Verletzungen gegenübergestellt. Es wird innerhalb der Gruppen der Anteil der Unfallopfer aufgeführt, deren schwerste durch das betrachtete Objekt hervorgerufene Verletzung dem jeweiligen AIS-Grad entspricht. Die Einordnung erfolgt damit nach dem maximalen AIS-Wert (MAIS) je Unfallopfer und Anprallobjekt.

Betrachtet man nach Abbildung 4.10 die Gesamtheit der Verletzten, so ergibt sich keine eindeutige Verteilung zu hohen oder niedrigen maximalen AIS-Graden hin. Der höchste Anteil von Unfallopfern kann hier dem MAIS-Wert 1 zugeordnet werden, der geringste

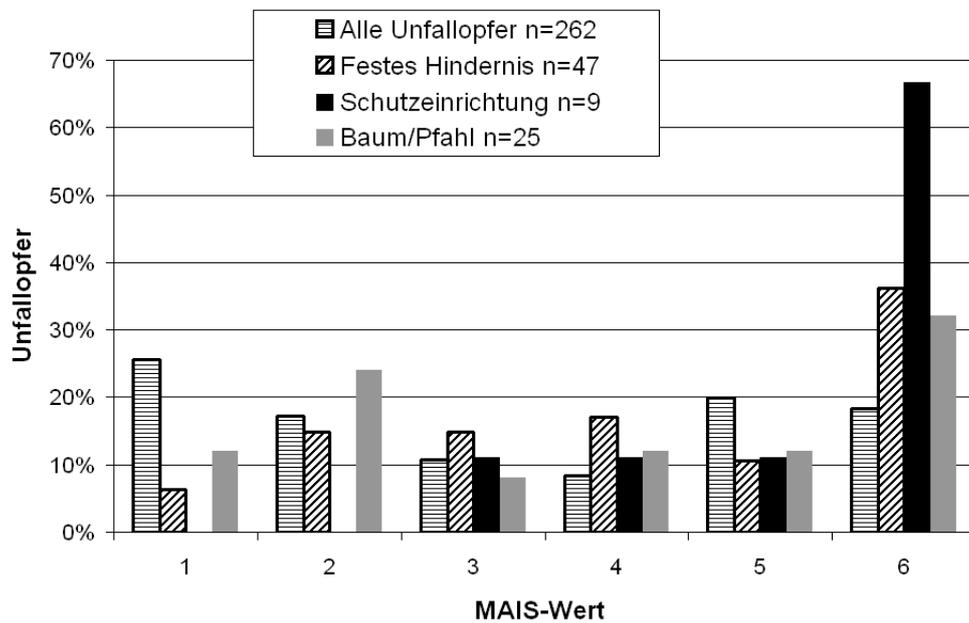


Abbildung 4.10: Anteil der Unfallopfer mit bestimmten MAIS-Graden, nach verletzungsverursachender Anprallobjektart

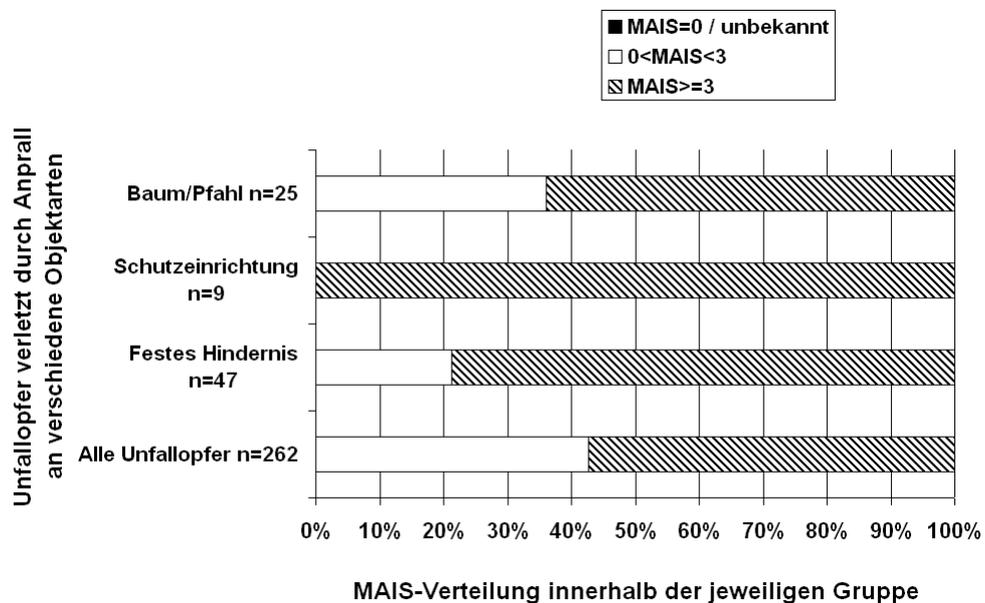


Abbildung 4.11: Verletzungsschwere je Unfallopfer

dem Wert 4.

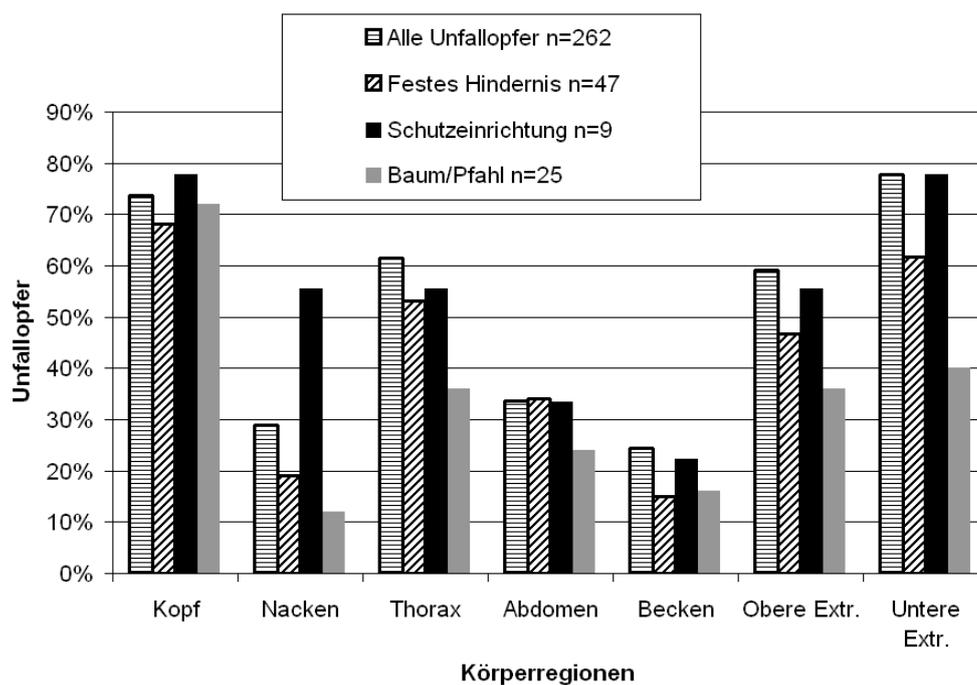
Die Darstellung in Abbildung 4.10 dient dem Vergleich der durch die verschiedenen Objektgruppen hervorgerufenen Verletzungsschweren. Vergleicht man die Unfallopfergruppen mit Verletzungen durch Bäume/Pfähle und feste Hindernisse im Allgemeinen mit der Gruppe aller Verletzten, so finden sich für die zwei erstgenannten Gruppen deutlich höhere Anteile tödlicher Verletzungen (MAIS 6). Die Anteile von Unfallopfern mit Verletzungsschwere der MAIS-Stufen eins und fünf weichen dagegen in den Gruppen der Bäume/Pfähle und der festen Hindernisse nach unten von der Verteilung für alle Unfallopfer ab.

Der Anteil von Unfallopfern mit MAIS-Werten von fünf ist auch für die Schutzeinrichtungen niedriger als für die Gesamtheit der Unfallopfer. In der Gruppe der Schutzeinrichtungen findet sich der höchste Anteil mit MAIS-6-Verletzungen. In der in Abbildung 4.10 dargestellten Auswertung ist erkennbar, dass kein Verletzungsursachender Anprall eines Unfallopfers an eine Schutzeinrichtung mit maximaler Verletzungsschwere von weniger als drei nach der AIS berichtet werden kann. Ein derartiger Anprall verursachte in jedem in den ausgewerteten Daten enthaltenen Fall Verletzungen der MAIS-Stufe drei oder höher. Die Anzahl der untersuchten Unfallopfer ist in dieser Gruppe mit Abstand am geringsten.

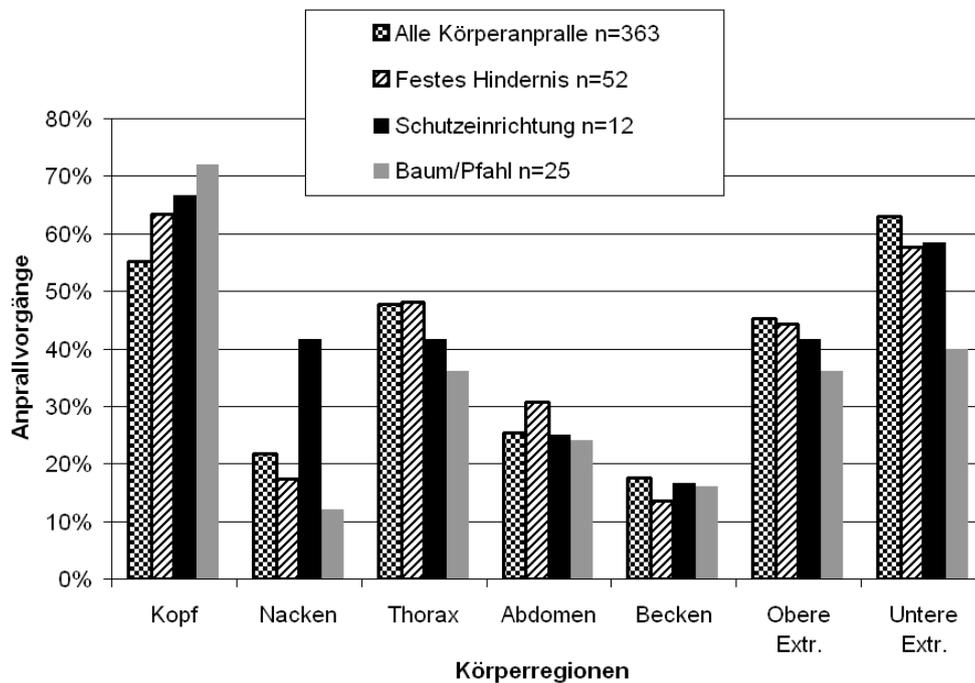
Abbildung 4.11 dient dem Vergleich der Ergebnisse der detaillierten Zuordnung der Verletzungsschwere mit denen des ersten Analyseschrittes (Vorauswahl). Die Darstellung entspricht jener in Abbildung 4.2. Für die Gruppe der Gesamtheit der Verletzten bzw. der Unfälle und die Gruppe der Bäume/Pfähle differiert der Anteil an Schwerverletzten nur gering. In beiden Fällen sind zwischen dem ersten und dritten Analyseschritt weniger als 10 Prozent Unterschied zu beobachten. Für die Gruppe der Schutzeinrichtungen beträgt der Schwerverletztenanteil im ersten Schritt 89 Prozent, im dritten Schritt 100 Prozent.

Die Verteilung der Verletzungen auf die verschiedenen Körperregionen ist in Abbildung 4.12 dargestellt. Dabei wird Bezug auf die Zahl der Unfallopfer genommen. Betrachtet man die Gesamtheit der Unfallopfer, so sind die unteren Extremitäten am häufigsten von Verletzungen betroffen. Kaum geringer ist der Anteil von Unfallopfern mit Verletzungen des Kopfes. Die unter den sieben Körperregionen am dritthäufigsten verletzte ist der Thorax, gefolgt von den unteren Extremitäten.

Die Gruppe der durch Schutzeinrichtungsanprall Verletzten ist durch eine Verteilung ähnlich der aller Unfallopfer gekennzeichnet, mit Ausnahme der Nackenverletzungen. Der Anteil an Verletzungen dieser Körperregion ist hier annähernd doppelt so hoch wie in der Gruppe aller Unfallopfer. Die Zahl der untersuchten Unfallopfer ist in der Gruppe der Schutzeinrichtungen mit Abstand am geringsten. Die Gruppe der Bäume/Pfähle weist einen ähnlich hohen Anteil für die Kopfverletzungen auf wie die Gesamtheit der Unfallopfer. Für alle anderen Körperregionen sind die jeweiligen Anteile deutlich geringer als in der Gruppe aller Verletzter. Auch in der Gruppe der festen Hindernisse allgemein sind die Anteile für alle Körperregionen geringer als in der Gruppe aller Unfallopfer, mit Ausnahme der Abdomenregion. Bis auf wenige Ausnahmen sind also die Anteile der Unfallopfer, die



**Abbildung 4.12:** Anteil der Unfallopfer mit Verletzung bestimmter Körperregionen, nach verletzungsverursachender Anprallobjektart



**Abbildung 4.13:** Anteil der Anprallvorgänge mit Verletzung bestimmter Körperregionen, nach verletzungsverursachender Anprallobjektart

Verletzungen einer bestimmten Körperregion erlitten, geringer für die Untergruppen mit Anprall an bestimmte Objekte als für die Gesamtheit der Unfallopfer.

In Abbildung 4.13 wird die Auswertung der Verletzungsverteilung auf die verschiedenen Körperregionen im Bezug auf einzelne Anprallvorgänge dargestellt. Alle drei Gruppen für feste Hindernisse weisen höhere Anteile an Anprallvorgängen mit Auftreten von Kopfverletzungen auf als die Gesamtheit aller Anprallvorgänge. Das heißt, dass bei einem Anprall an ein festes Hindernis öfter Kopfverletzungen hervorgerufen wurden als durchschnittlich bei allen Anprallvorgängen. Überdurchschnittlich oft traten darüber hinaus nur Nackenverletzungen durch Schutzeinrichtungsanprall sowie Thorax- und Abdominalverletzungen durch Anprall an feste Hindernisse im Allgemeinen auf. Alle anderen Anteile an Anprallvorgängen mit Verletzung bestimmter Körperregionen sind in den Gruppen für die verschiedenen festen Hindernisse geringer als in der Gruppe aller Anprallvorgänge.

Die am häufigsten je Anprallvorgang verletzte Körperregion ist für die Gesamtheit aller Anprallvorgänge die der unteren Extremitäten. Am zweithäufigsten wurde der Kopf und am dritthäufigsten der Thorax verletzt.

Im Vergleich dazu ergibt sich für die Untergruppen von Anprallvorgängen an feste Hindernisse allgemein, Schutzeinrichtungen und Bäume/Pfähle eine andere Reihenfolge. Am häufigsten war hier der Kopf betroffen, gefolgt von den unteren Extremitäten und dem Thorax. In der Gruppe der Anpralle an Schutzeinrichtungen war der Thorax so oft betroffen wie der Nacken und die oberen Extremitäten.

In der Gruppe für Bäume/Pfähle wurde der Thorax gleich oft verletzt wie die oberen Extremitäten. In dieser Gruppe ist der Anteil von Anprallvorgängen mit Verletzungen des Thorax als drittgrößter fast gleich groß dem Anteil mit Verletzungen der unteren Extremitäten als zweitgrößtem Anteil.

## 4.2 Helm-Modell

### 4.2.1 Absorptionsschaum

Für die Materialbeschreibung des Absorptionsschaums werden folgende Parameter bestimmt:

- Dehnratenparameter  $D = 7,29927 \cdot 10^{-4}$
- Dehnratenparameter  $p = 1$
- Dämpfungskoeffizient  $C = 8,0 \cdot 10^{-4} \frac{Ns}{mm^2}$

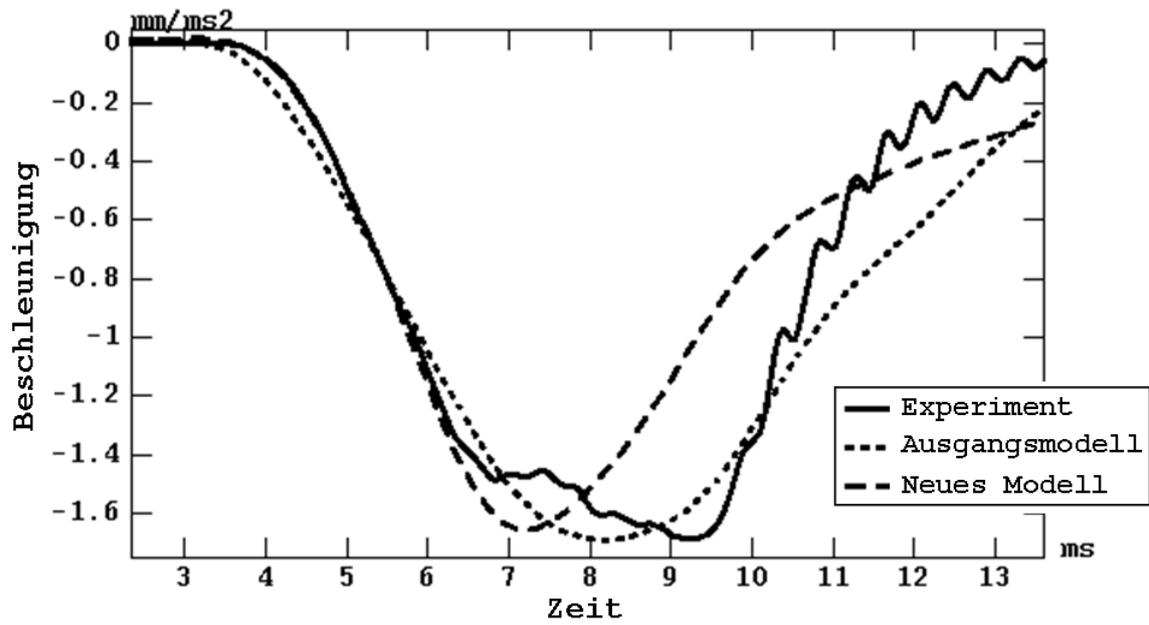


Abbildung 4.14: Beschleunigungsverlauf in  $z$ -Richtung – Simulation des Falltests mit 6 m/s (Filter CFC180)

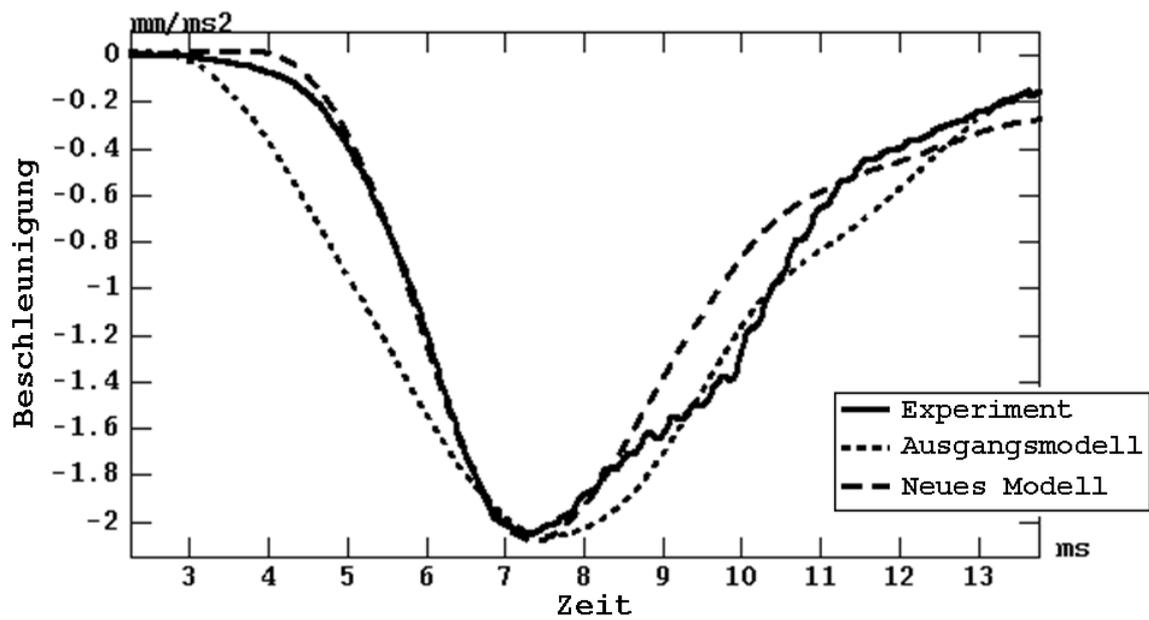


Abbildung 4.15: Beschleunigungsverlauf in  $z$ -Richtung – Simulation des Falltests mit 7 m/s (Filter CFC180)

Die Gesamtheit der verwendeten Parameter ist in der Materialdefinition im Anhang in Abbildung B.1 wiedergegeben. Unter Verwendung dieser Materialbeschreibung ergeben sich die in den Abbildungen 4.14 und 4.15 dargestellten Beschleunigungsverläufe. In den beiden Abbildungen sind außer den im Versuch gemessenen Beschleunigungsverläufen zusätzlich die mit dem Ausgangsmodell des Helms simulierten Verläufe dargestellt.

Die Minima der Beschleunigungskurven stimmen für beide Geschwindigkeiten in Versuch und Simulation gut überein. Dies gilt für die ermittelten Parameter ebenso wie für das Ausgangsmodell.

Die Steigung der Beschleunigungskurve aus dem Versuch kann im ersten Teil (vor Erreichen des Minimums) mit den ermittelten Materialparametern sehr gut nachgebildet werden. Dies ist für beide Aufprallgeschwindigkeiten gleichermaßen der Fall. Mit dem Ausgangsmodell ergibt sich für die geringere Geschwindigkeit eine deutliche Abweichung von der Kurvensteigung des Versuchs. Bei der höheren Geschwindigkeit ist die Abweichung noch größer.

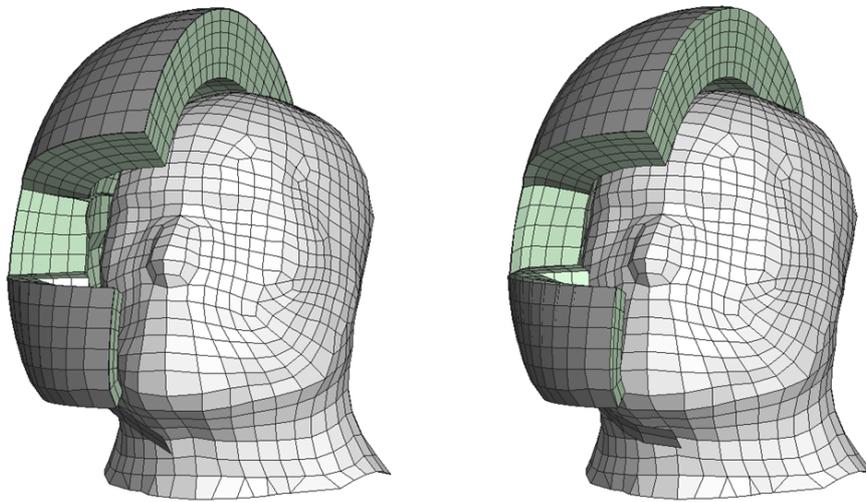
Mit den ermittelten Parametern wird für die Geschwindigkeit von 6 m/s das Erreichen des Beschleunigungsminimums früher simuliert, als es im Versuch auftrat. Die Übereinstimmung der Kurvenverläufe zwischen Versuch und Simulation ist nach Erreichen des Minimums generell geringer ausgeprägt als im ersten Kurventeil.

### 4.2.2 Kopf-Helm-Interaktion

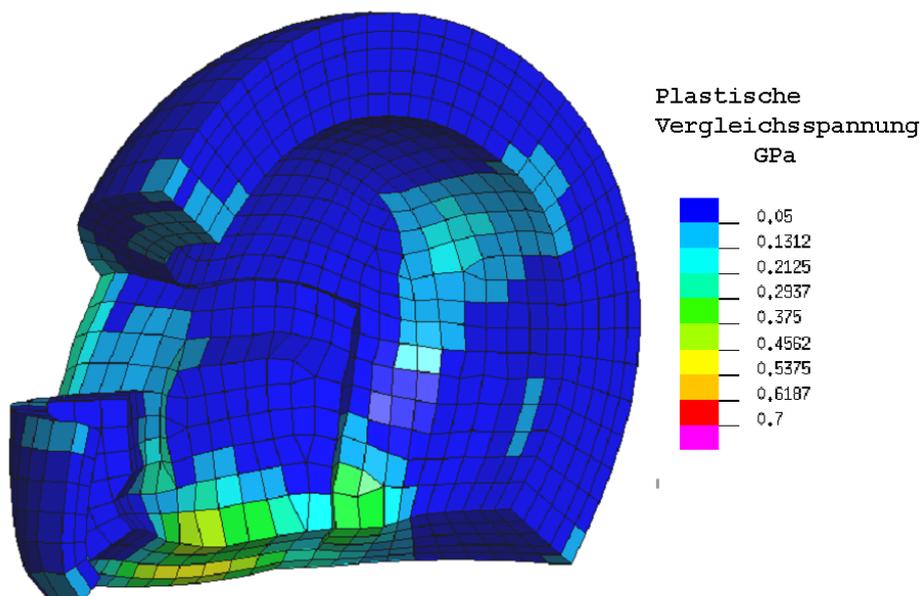
**Aufprägvorgang** Die Ausgangs- und Endpositionen der Aufprägsimulation inklusive der Kinnriemenanpassung sind in Abbildung 4.16 dargestellt. Abbildung 4.17 gibt die in der Aufprägsimulation berechnete plastische Dehnung von Komfort- und Absorptionsschaum wieder.

Der Bereich größter räumlicher Überschneidungen zwischen Kopf- und Helmmodell, in dem Elemente gelöscht werden, befindet sich im unteren Teil des Komfortschaums. Dies entspricht am Kopf der Regio buccalis. Die größten Verformungen treten beim Aufprägvorgang am Angulus mandibulae und unterhalb des Processus mastoideus auf. Kleinere Verformungen sind auch parietal und frontal zu beobachten.

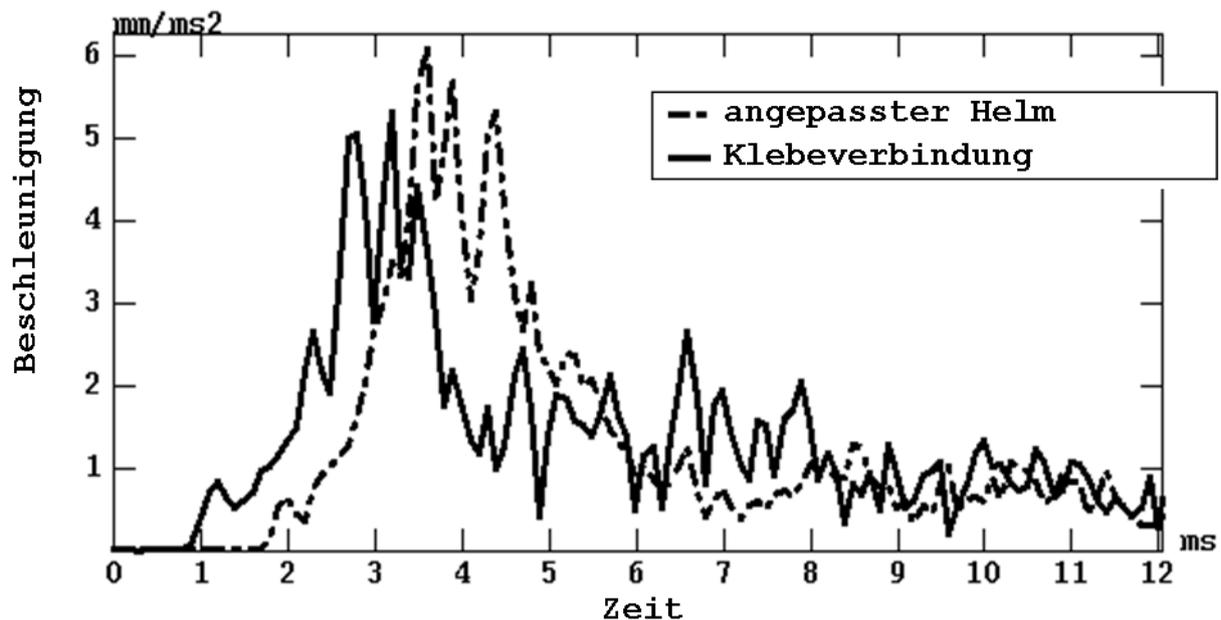
**Einsatzprüfung** In der Simulation eines Anpralls an eine nicht deformierbare Wand werden die Modellierung der Kopf-Helm-Interaktion mit dem angepassten Helmmodell und die Modellierung mittels Klebekontakt miteinander verglichen. In Abbildung 4.18 ist der berechnete Verlauf des Betrags der translatorischen Gesamtbeschleunigung über die Zeit für beide Varianten dargestellt. Es ist zu erkennen, dass die Beschleunigung im Falle des Klebekontaktes deutlich früher ansteigt. Der Maximalwert wird hier etwa eine halbe Millisekunde früher erreicht als bei der Simulation mit dem angepassten Helmmodell. Mit dem angepassten Modell wird eine nach Erreichen des Maximums langsamer abfallende



**Abbildung 4.16:** Darstellung der Ausgangs- und Endposition der Helmanpassung (nach [77])



**Abbildung 4.17:** Darstellung der Schaumdeformation durch die Helmanpassung (nach [77])

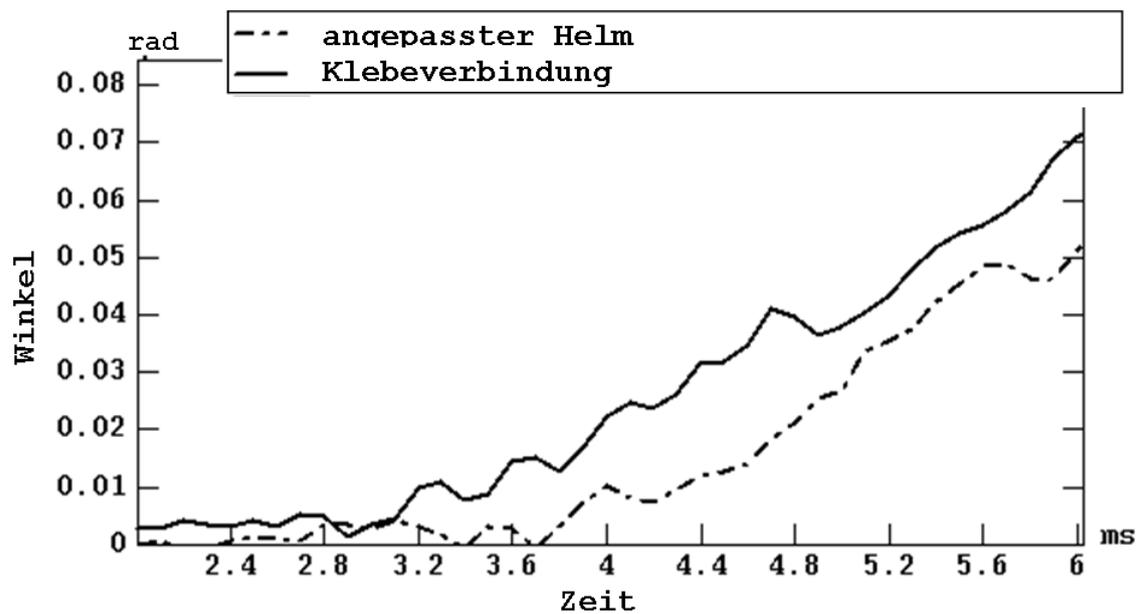


**Abbildung 4.18:** Verlauf des Betrages der resultierenden translatorischen Beschleunigung im Massenschwerpunkt des Kopfmodells für zwei Modellierungsvarianten der Kopf-Helm-Interaktion

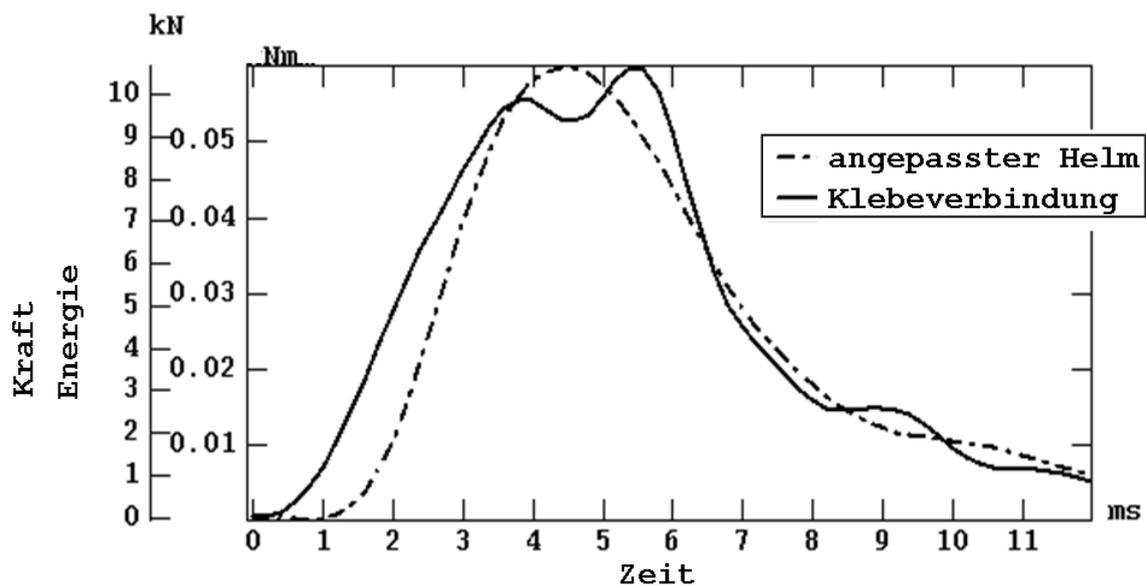
Beschleunigung berechnet.

Das Maximum des Betrages der resultierenden translatorischen Beschleunigung beträgt für die Klebeverbindung  $4,73 \text{ mm/ms}^2$  und für das angepasste Helmodell  $5,40 \text{ mm/ms}^2$ . Dies entspricht etwa dem 482-fachen bzw. 550-fachen der Erdbeschleunigung von  $9,81 \text{ m/s}^2$  bzw.  $0,00981 \text{ mm/ms}^2$ . Aus dem Beschleunigungsverlauf ergibt sich ein dimensionsloser Wert für das Kopfverletzungskriterium HIC (vgl. 2.3.1) von 3882 für die Simulation mit der Klebeverbindung. Der entsprechende Wert unter Verwendung des angepassten Modells liegt deutlich darüber und beträgt 6546.

Auch im zeitlichen Verlauf des Rotationswinkels des Schädels um die Sagittalachse sind deutliche Unterschiede zwischen den beiden Modellierungsvarianten erkennbar. In Abbildung 4.19 ist für beide Simulationen der Verlauf des berechneten Winkels zwischen zwei und sechs Millisekunden nach dem Beginn des Anpralls angegeben. Ein Winkel von Null entspricht dabei der Ausgangslage des Kopfes. Der Anstieg der dargestellten Kurve ist in beiden Simulationen vergleichbar groß. In der Simulation mit der Klebeverbindung ist dieser Anstieg jedoch früher zu beobachten. Zwischen drei und vier Millisekunden nach dem Anprallbeginn tritt bereits ein deutlicher Unterschied im berechneten Winkel zwischen beiden Varianten auf. In diesen Zeitraum fällt in beiden Fällen das Auftreten des



*Abbildung 4.19:* Verlauf des Rotationswinkels (in rad) des Schädels um die Sagittalachse für zwei Modellierungsvarianten der Kopf-Helm-Interaktion



*Abbildung 4.20:* Verlauf des Betrages der Gesamtkontaktkraft zwischen Kopf und angepasstem Helmmodell verglichen mit Verlauf der internen Energie des virtuellen Materials der Klebeverbindung (Filter SAE180)

Beschleunigungsmaximums (siehe Abbildung 4.18).

Die Analyse der Kraftübertragung zwischen Kopf- und Helmmodell wird über die Auswertung von zwei unterschiedlichen physikalischen Größen durchgeführt. In Abbildung 4.20 sind einerseits die in das virtuelle Material der Klebeverbindung eingetragene Energie und andererseits der Betrag der Gesamtkontaktkraft zwischen Kopf und angepasstem Helmmodell dargestellt. Beide physikalischen Größen sind in ihrem Verlauf über die Zeit wiedergegeben. Die beiden Kurven sind so skaliert, dass ihre Maxima in Richtung der Ordinate graphisch zusammenfallen. Bei dieser Form der Darstellung ist ein deutlich früheres Ansteigen bei gleichzeitig etwas späterem Abfallen der dem Klebekontakt zugeordneten Kurve zu beobachten.

## 4.3 Simulation von Anprallkonfigurationen

Eine Sequenz des schrägen Anpralls ist in Abbildung 4.21 wiedergegeben. Die Zeitpunkte, die die Bilder repräsentieren, liegen dabei jeweils 18 Millisekunden auseinander. Die Ansicht erfolgt von unten. Dabei ist der Körper nicht durch Teile der Schutzeinrichtung verdeckt. In gleicher Weise ist in Abbildung 4.22 der Verlauf des seitlichen Anpralls wiedergegeben.

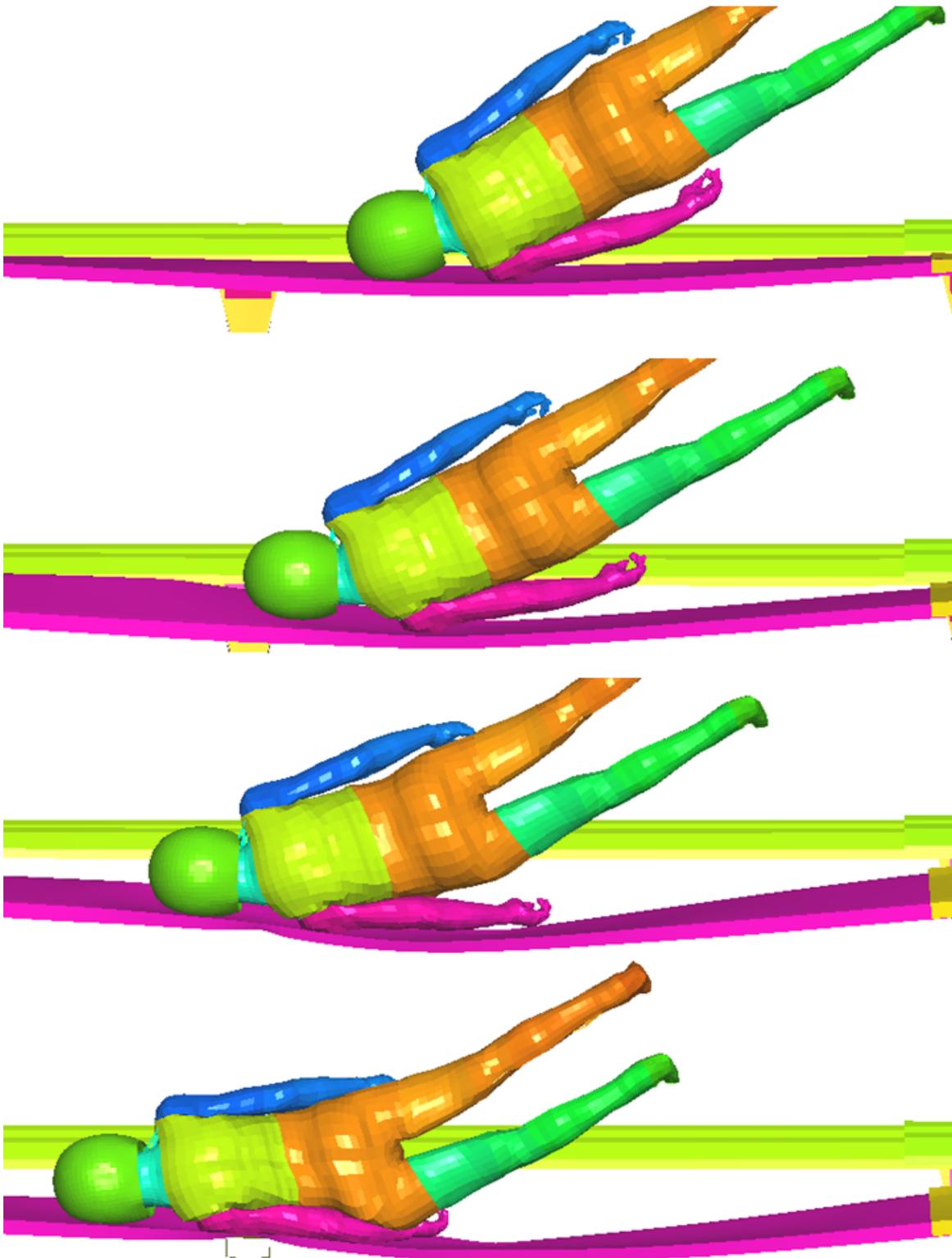
In Abbildung 4.21 ist zu erkennen, dass die anfänglich schräge Belastung des Körpers im Verlauf des Anpralls in eine seitliche Belastung umgewandelt wird. Der Primärkontakt tritt beim schrägen Anprall zwischen dem Helm und der Schutzeinrichtung auf. Eine laterale Beugung der Halswirbelsäule zu der Seite, die der Schutzeinrichtung abgewandt ist, lässt sich erkennen. Die Schulter berührt die Schutzeinrichtung, bevor der gesamte Arm zwischen Thorax bzw. Abdomen und Schutzeinrichtung eingeklemmt wird.

Beim seitlichen Anprall (Abbildung 4.22) berühren Arm und Schulter als erstes die Schutzeinrichtung. Zwischen dieser und dem Thorax bzw. Abdomen wird der Arm sofort eingeklemmt. Eine laterale Beugung der Halswirbelsäule zur Schutzeinrichtung hin ist danach zu erkennen. Ein Kontakt zwischen Helm und Schutzeinrichtung ist erst im Anschluss daran zu beobachten.

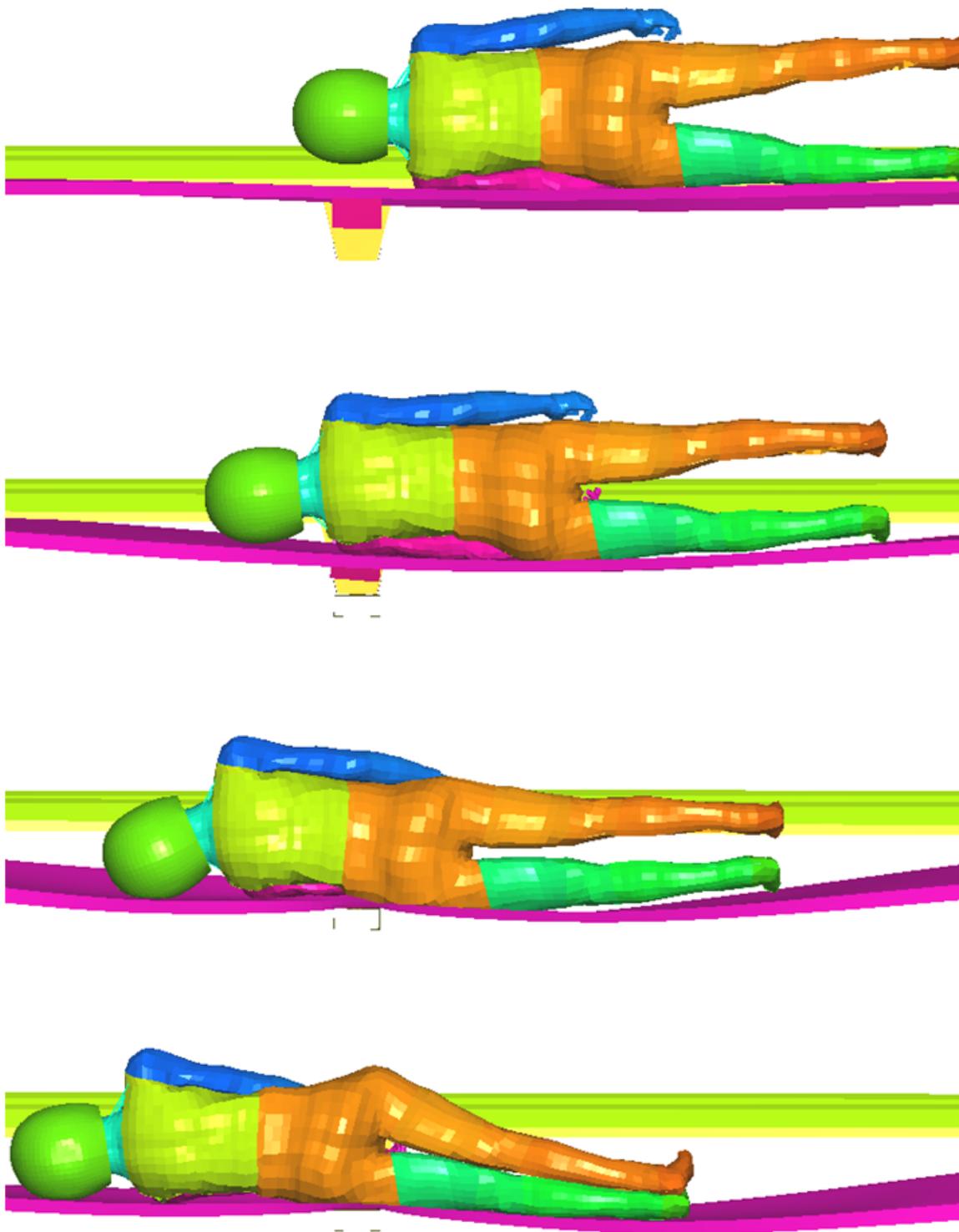
In beiden Anprallkonfigurationen wird der Unterzug der Schutzeinrichtung soweit seitlich verbogen, dass sich ein Kontakt zwischen dem Unterzug und dem Schutzplankenpfosten einstellt.

### 4.3.1 Belastungen von Kopf und Halswirbelsäule

In Tabelle 4.4 sind für beide Anprallsimulationen die ermittelten Werte des Kopfverletzungskriteriums HIC sowie des maximalen Betrags der translatorischen Gesamtbeschleunigung zusammengefasst. Sowohl das Beschleunigungsmaximum als auch der Wert für das



*Abbildung 4.21: Schräger Anprall: Ansicht von unten 16, 34, 52 und 70 Millisekunden nach dem Erstkontakt (von oben nach unten)*



*Abbildung 4.22: Seitlicher Anprall: Ansicht von unten 16, 34, 52 und 70 Millisekunden nach dem Erstkontakt (von oben nach unten)*

	Schräger Anprall	Seitlicher Anprall
HIC	1115	583
Maximum des Betrags der resultierenden translatorischen Beschleunigung	294 g	136 g

**Tabelle 4.4:** Kopfverletzungskriterium HIC und Beschleunigung des Kopfschwerpunktes (in Vielfachen der Erdbeschleunigung  $g$ ) für beide simulierte Konfigurationen

	Schräger Anprall	Seitlicher Anprall
Zugkraft	1,07 kN	1,68 kN
Druckkraft	0,58 kN	0,18 kN
Scherkraft	0,55 kN	0,75 kN

**Tabelle 4.5:** Maxima der zwischen siebtem Halswirbel und erstem Brustwirbel berechneten Kräfte für beide simulierte Konfigurationen

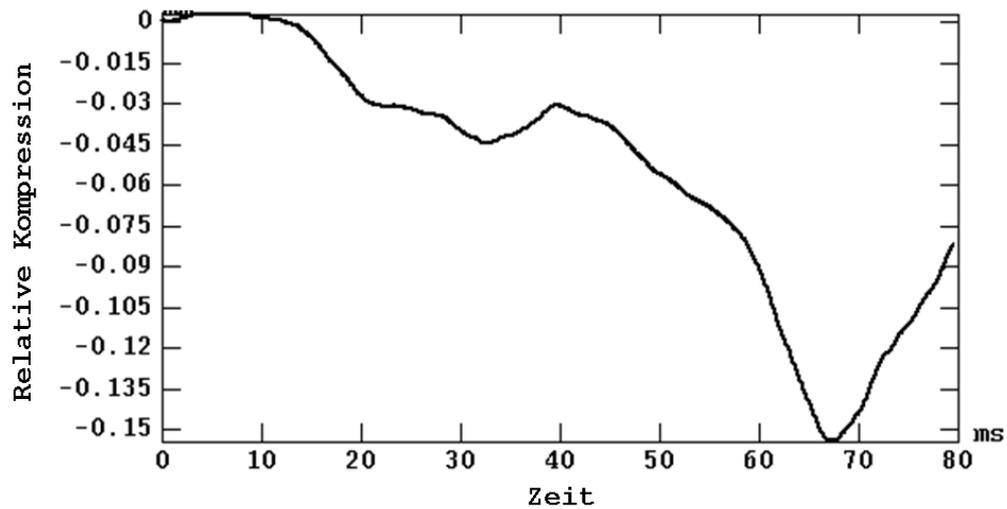
Kopfverletzungskriterium HIC liegen für den seitlichen Anprall deutlich unter den entsprechenden Werten des schrägen Anpralls.

Für die zwischen Vertebra prominens und erster Vertebra thoracica wirkenden Kräfte werden die in der Simulation auftretenden Maxima ermittelt. Sie sind in Tabelle 4.5 für den seitlichen und den schrägen Anprall aufgeführt. Keiner der beiden Anprallkonfigurationen kann eine eindeutig höhere Belastung der Verbindung der beiden Vertebrae zugeordnet werden. Während das Maximum der Zugkraft sowie der Scherkräfte im seitlichen Anprall deutlich höher ausfällt, ist im schrägen Anprall die um ein Mehrfaches größere Druckkraft zu verzeichnen.

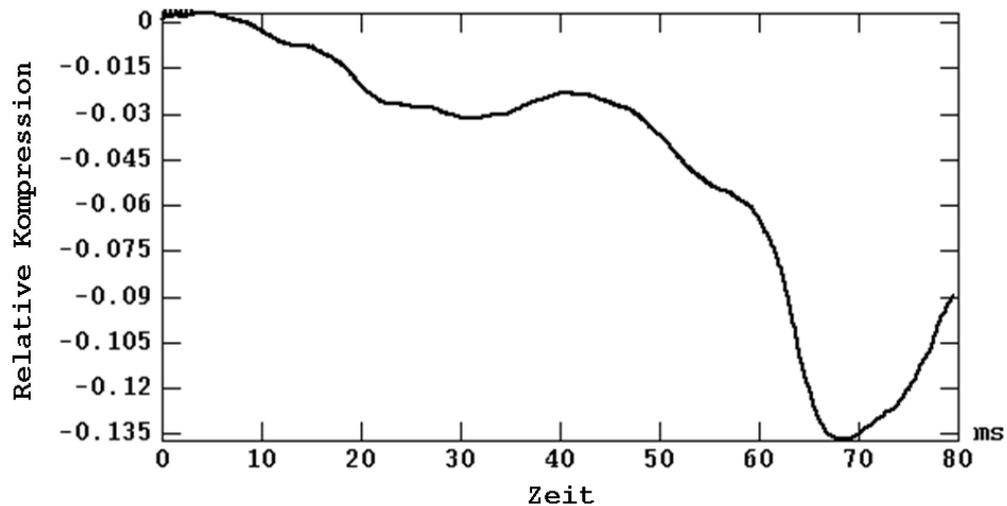
### 4.3.2 Belastung des Thorax

An drei verschiedenen Stellen entlang der Longitudinalachse des menschlichen Körpers wird jeweils die laterale Kompression der linken Thoraxhälfte ermittelt. Jede der drei Messstellen entspricht einem Messring um den Thorax. Innerhalb eines jeden solchen Messringes wird über drei Umfangspositionen das Maximum der Kompression ermittelt. In den Abbildungen 4.23 bis 4.28 ist jeweils für diejenige Umfangsposition am Thorax, an der der Maximalwert pro Ring auftritt, der zeitliche Verlauf der Kompression wiedergegeben. Die Zeitangaben beziehen sich auf den ersten Kontakt zwischen Aufsasse und Schutzeinrichtung.

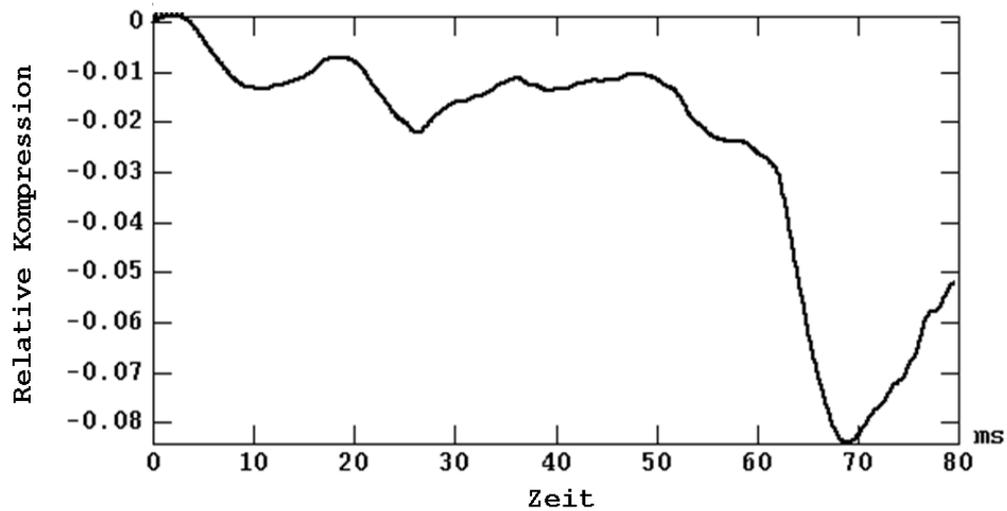
Für den schrägen Anprall ergibt jeweils eine andere der ausgewerteten Umfangspositionen das Kompressionsmaximum innerhalb eines der drei Messringe. Am Messring auf Höhe der vierten Rippe tritt bei 20 Prozent des Umfangs, gemessen vom Sternum, das Kompressionsmaximum auf. Diese Umfangsposition liegt in der Nähe der vorderen Axillarlinie. Der



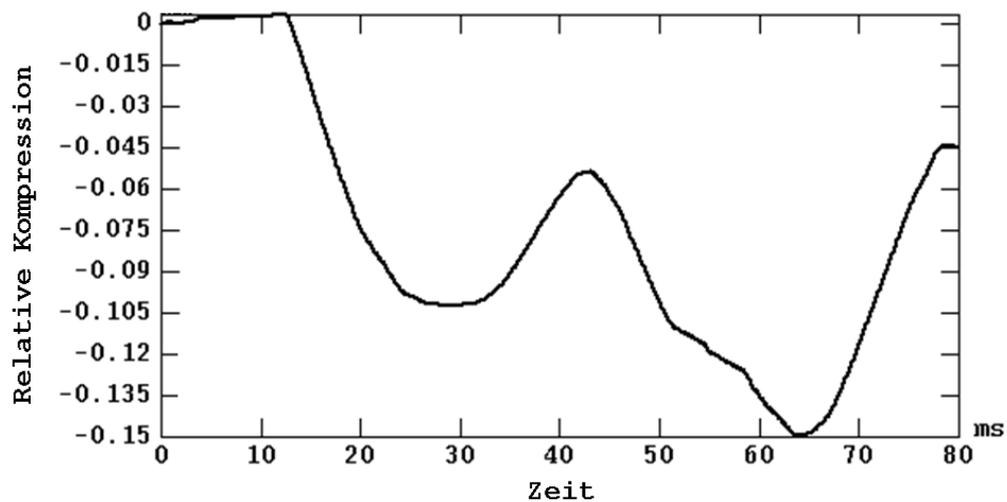
*Abbildung 4.23: Schräger Anprall: Verlauf der seitlichen Thorax-Kompression auf Höhe der vierten Rippe (in mittlerer Axillarlinie)*



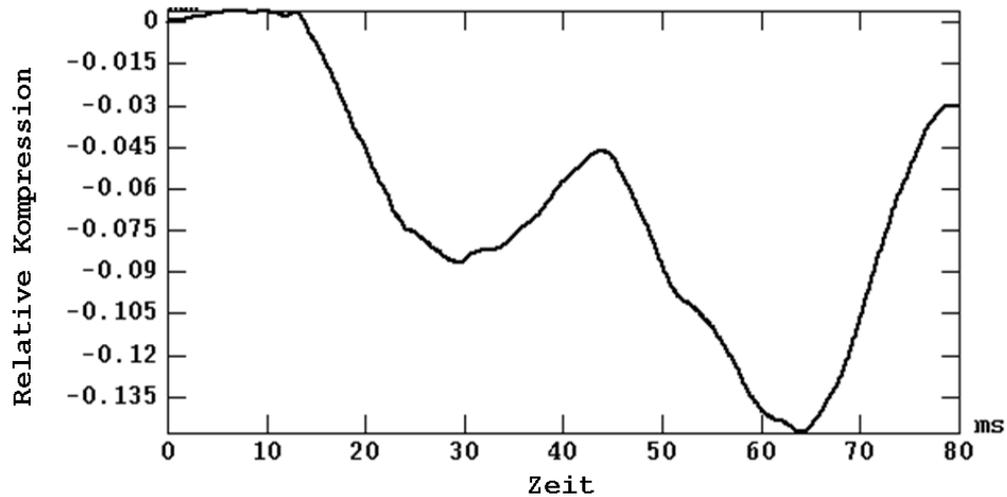
*Abbildung 4.24: Schräger Anprall: Verlauf der seitlichen Thorax-Kompression auf Höhe der achten Rippe (in mittlerer Axillarlinie)*



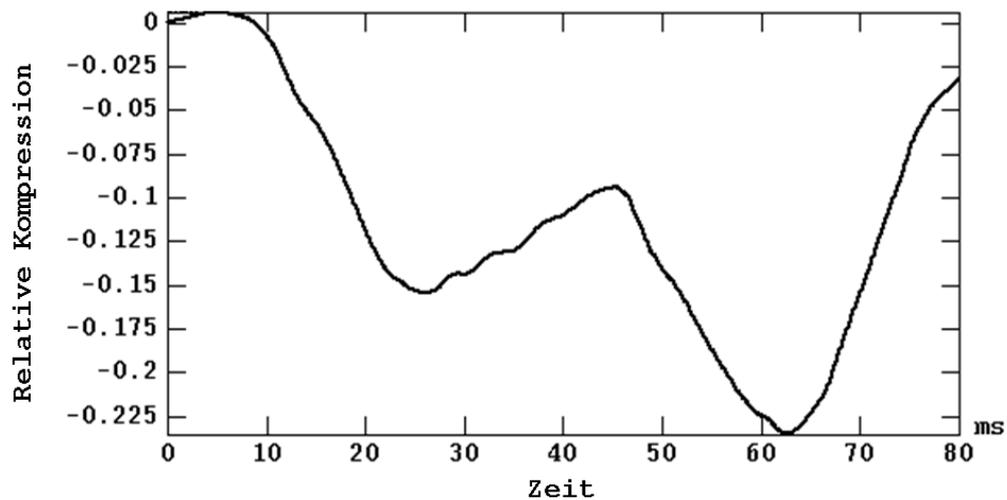
*Abbildung 4.25: Schräger Anprall: Verlauf der seitlichen Thorax-Kompression auf Höhe der zwölften Rippe (in mittlerer Axillarlinie)*



*Abbildung 4.26: Seitlicher Anprall: Verlauf der seitlichen Thorax-Kompression auf Höhe der vierten Rippe (in mittlerer Axillarlinie)*



*Abbildung 4.27: Seitlicher Anprall: Verlauf der seitlichen Thorax-Kompression auf Höhe der achten Rippe (in mittlerer Axillarlinie)*



*Abbildung 4.28: Seitlicher Anprall: Verlauf der seitlichen Thorax-Kompression auf Höhe der zwölften Rippe (in mittlerer Axillarlinie)*

	Schräger Anprall	Seitlicher Anprall
Rippe 4	15,4 %	14,5 %
Rippe 8	13,7 %	14,1 %
Rippe 12	7,9 %	23,0 %

**Tabelle 4.6:** Kompressionsmaxima der lateral belasteten Thoraxhälfte bezogen auf die Gesamthoraxbreite für beide simulierte Konfigurationen

Verlauf der dort ermittelten Kompression ist in Abbildung 4.23 wiedergegeben. Auf Höhe der achten Rippe tritt das entsprechende Maximum bei 25 Prozent des Umfangs, also etwa in der mittleren Axillarlinie, auf (Abbildung 4.24). Auf Höhe der zwölften Rippe ergibt die Messung bei 30 Prozent des Umfangs das Kompressionsmaximum (Abbildung 4.25). Diese Position entspricht ungefähr der hinteren Axillarlinie.

Für den seitlichen Anprall tritt das Maximum in allen drei Ringen bei 20 Prozent des Umfangs auf. Entsprechend geben die Abbildungen 4.26 bis 4.28 den Verlauf der Kompression für diese Umfangsposition wieder. Die Maximalwerte der Kompression auf Höhe der vierten, achten und zwölften Rippe sind für beide Anprallkonfigurationen vergleichend in Tabelle 4.6 zusammengefasst.

Beim schrägen Anprall wird die höchste Thorax-Kompression auf Höhe der vierten Rippe gemessen, während auf Höhe der zwölften Rippe die mit Abstand niedrigste Kompression ermittelt wird. Hier ist ein Unterschied in der räumlichen Verteilung der Belastung zum seitlichen Anprall zu erkennen. Die Messung auf Höhe der zwölften Rippe ergibt beim seitlichen Anprall die mit Abstand höchste Kompression.

Auch bezüglich der in den Abbildungen 4.23 bis 4.28 wiedergegebenen Verläufe der Thorax-Kompression sind große Unterschiede zwischen beiden Anprallkonfigurationen zu erkennen. Im Verlauf des seitlichen Anpralls sind an allen drei Messstellen zwei deutlich ausgeprägte Minima erkennbar. Ein erstes Minimum ist jeweils etwa zwischen 25 und 35 Millisekunden zu beobachten, und ein weiteres bei etwa 65 Millisekunden.

Für den schrägen Anprall ist an allen Messstellen ein deutliches Minimum bei circa 70 Millisekunden zu erkennen. Ein lokales Minimum tritt darüber hinaus jeweils zwischen etwa 20 und 30 Millisekunden auf. Es ist allerdings nur schwach ausgeprägt.

Die sich aus den Maxima der Kompression ergebenden Verletzungsrisiken sind für beide Anprallkonfigurationen in Tabelle 4.7 aufgeführt. Das Verletzungsrisiko wird für jede der beiden Konfigurationen auf zwei Arten bestimmt. Zum einen geschieht dies unter Berücksichtigung aller drei Messstellen. Zum anderen werden nur die Messungen auf Höhe der vierten und achten Rippe einbezogen.

Unter Berücksichtigung aller drei Messstellen ergibt sich für den seitlichen im Vergleich zum schrägen Anprall ein um ein Vielfaches höheres Risiko, eine Thorax-Verletzung der

---

	Schräger Anprall	Seitlicher Anprall
Rippe 4 , 8 und 12	15,4 %	75,2 %
Rippe 4 und 8	15,4 %	14,5 %

---

**Tabelle 4.7:** *Wahrscheinlichkeiten für das Eintreten von Thoraxverletzungen der AIS-Stufe 3 oder höher unter Berücksichtigung verschiedener Messstellen für beide simulierte Konfigurationen*

Stufe drei oder höher nach der AIS zu erleiden. Werden nur die Messungen auf Höhe der vierten und achten Rippe betrachtet, so ergibt sich ein geringfügig höheres Verletzungsrisiko bezüglich des Thorax im schrägen Anprall.

Die ermittelten Belastungswerte und Verletzungsrisiken erlauben primär keine eindeutige Zuordnung der Anprallkonfigurationen zur Belastung bestimmter Körperregionen. Bezüglich des Thorax sind beide Konfigurationen mit einem erheblichen Verletzungsrisiko verbunden.



# Kapitel 5

## Diskussion

### 5.1 Analyse des realen Unfallgeschehens

Die Analyse des realen Unfallgeschehens dient der Ermittlung von Randbedingungen für den späteren Einsatz in der Simulation. Dabei ist die Frage zu beantworten, welche Verletzungen bei welchen Anprallvorgängen hervorgerufen werden. Diese Analyse dient außerdem der Bewertung der Gefährlichkeit von Schutzeinrichtungen hinsichtlich der Verletzungsentstehung im Vergleich zu anderen Elementen der Straßenausstattung.

#### 5.1.1 Vorauswahl

Im ersten Schritt wird die Verteilung der Gesamt-Verletzungsschwere innerhalb der zu den verschiedenen Anprallobjektgruppen zugehörigen Unfallgruppen ermittelt. Auf Basis der aus den DEKRA-, COST- und MAIDS-Daten gewonnenen Ergebnisse kann der Anprall an einen Baum oder Pfahl als potentiell gefährlich hinsichtlich der Verursachung hoher Verletzungsschweren bewertet werden. Die Ergebnisse aus der Analyse der DEKRA- und COST-Daten lassen in entsprechender Weise den Anprall an Schutzeinrichtungen als potentiell gefährlich einschätzen. Für den Anprall an Bordsteine kann dagegen kein Zusammenhang mit dem Auftreten schwerer Verletzungen festgestellt werden. In detaillierten Untersuchungen werden aufgrund dieser Ergebnisse die Gruppen der Unfälle mit Anprall an folgende Objekte weiter betrachtet:

- Bäume/Pfähle
- Schutzeinrichtungen

Die Zahlen relevanter Unfälle bei Betrachtung des Anpralls an Bordsteine, Straßenschutzrichtungen und Bäume/Pfähle sind in der GIDAS-Datenbank generell zu gering, um eine Auswahl für weitere detaillierte Untersuchungen treffen zu können. Eine ähnliche Einschränkung ergibt sich für die MAIDS-Daten bezüglich der Schutzrichtungen.

Zwischen den vier Datenbanken variiert die Verteilung der Gesamtheit der Unfälle auf die verschiedenen Verletzungsschweren. Der erste Schritt der Auswertung ergibt für die DEKRA-Datenbank eine Dominanz von Unfällen mit schwer Verletzten und tödlich Verletzten. Die COST-Datenbank enthält den höchsten Anteil von Unfällen mit MAIS-Werten von drei und darüber. Im Vergleich dazu ist in den MAIDS-Daten keine Dominanz von schweren Verletzungen festzustellen. Die GIDAS-Daten enthalten hauptsächlich Unfälle mit niedrigen MAIS-Werten. Diese Unterschiede stehen im Einklang mit den in Abschnitt 3.1.1 beschriebenen Unterschieden der Selektionskriterien der Datenbanken.

Aufgrund der unterschiedlichen Selektionskriterien und Kodierung sind die vier verwendeten Datensätze nicht direkt untereinander vergleichbar. Die Auswertungen können deshalb nur für jede Datenbank getrennt erfolgen. Dazu müssen die ermittelten Ergebnisse für die verschiedenen Gruppen wie gezeigt mit Referenzgruppen in jeder Datenbank verglichen werden. Durch den Vergleich zu Referenzgruppen wie der Gesamtheit aller Unfälle ist die Methode geeignet, um die relevanten Gruppen fester Hindernisse im Sinne der Fragestellung zu identifizieren.

Schutzrichtungen wurden in der Literatur bereits vielfach als gefährliche Anprallobjekte für Zweiradaufsassenden herausgestellt, z.B. durch Gabler [34], Quincy et al. [73] und Schnüll et al. [82]. Bäume und Pfähle wurden in der Vergangenheit zumeist nur in der Gruppe aller festen Hindernisse als Anprallobjekt betrachtet. Klöckner und Ellmers [43] und Ouellet [64] fanden aber speziell für Bäume und Pfähle ein hohes Verletzungsrisiko im Vergleich zu Schutzrichtungen und ordneten die Bäume/Pfähle dabei als gefährliche Anprallobjekte ein. Eine solche Einordnung steht in Übereinstimmung mit dem Ergebnis des ersten Schrittes dieser Datenbankanalyse.

### 5.1.2 Unfallhergang

Der zweite Schritt der Analyse dient der Ermittlung kinematischer Details für die spätere Verwendung in der Simulation.

Die Daten der wenigen relevanten Fälle in der GIDAS-Datenbank legen den Schluss nahe, dass ein Anprall an feste Hindernisse bei Geschwindigkeiten von im Mittel zwischen 50 und 60 km/h auftritt. Die COST- und DEKRA-Ergebnisse lassen höhere Geschwindigkeiten von über 70 km/h als typisch erscheinen, besonders im Falle der Straßenschutzrichtungen. Die Anprallgeschwindigkeiten sind hier jedoch – wie nachfolgend erläutert – eher zu hoch bewertet, so dass die Ergebnisse aus beiden Datenbanken den für die GIDAS-Daten ge-

nannten möglichen Schluss stützen.

Die aus den MAIDS-Daten gewonnenen Ergebnisse lassen für den Anprall an Straßenschutzeinrichtungen am ehesten ähnliche Aussagen zu wie die Ergebnisse der anderen drei Datenbanken. Hier ist die Anzahl der relevanten Fälle jedoch sehr klein. Für alle anderen Gruppen von festen Hindernissen liegen die Ergebniswerte niedriger als bei den anderen Datenbanken.

Die Verteilung der Primärkollisionsgeschwindigkeiten unterscheidet sich im Vergleich der Datenbanken untereinander in ähnlicher Weise wie die Verteilung der Verletzungsschwere. Auch hier kann festgestellt werden, dass die DEKRA-Daten sich am meisten von den GIDAS-Daten unterscheiden. Die aus der DEKRA-Datenbank ausgewerteten Unfälle weisen höhere Geschwindigkeiten als die den GIDAS-Daten entnommenen Unfälle auf. Die Differenz beider Medianwerte kann in einem Bereich von ca. 10 km/h bis zu 30 km/h eingegrenzt werden. Auch wenn sich der Medianwert in beiden Fällen nur um einen Wert von 10 km/h unterscheiden sollte, so wäre in diesem Geschwindigkeitsbereich bei der Betrachtung der kinetischen Energie unter Berücksichtigung ihres quadratischen Zuwachses mit der Geschwindigkeit eine Differenz von über 50 Prozent möglich. Die bei einer Kollision je nach auftretenden Relativgeschwindigkeiten umgewandelte kinetische Energie ist als ein maßgeblicher Faktor für die Schwere von hervorgerufenen Verletzungen anzusehen. Berücksichtigt man, dass für die Primärkollisionsgeschwindigkeit die COST-Ergebnisse am ehesten den DEKRA-Ergebnissen und die der MAIDS-Datenbank am ehesten denen der GIDAS-Datenbank ähneln, dann ist in diesen Geschwindigkeitsverteilungen ein Grund für die Unterschiede in der Verteilung der Verletzungsschwere zu sehen.

Bei der Auswertung der COST-, DEKRA- und MAIDS-Datenbank verbleiben bezüglich der Anprallgeschwindigkeiten Unsicherheiten, die in der Detailgenauigkeit von fallbasierten Unfalldatenbanken begründet sind. Eine genaue Auswertung von Anprallgeschwindigkeiten für ein betrachtetes Objekt ist nur möglich, wenn entweder eine solche Kodierung in der Datenbank vorliegt, wie es bei den GIDAS-Daten der Fall ist, oder eine spezifische Aufarbeitung im Einzelfall angefertigt wird. Die Geschwindigkeit beim Anprall an ein bestimmtes Objekt entspricht entweder der Geschwindigkeit bei der Primärkollision oder ist geringer als diese, wenn sich der betrachtete Anprall erst im weiteren Unfallverlauf ereignet. Die ermittelten Kollisionsgeschwindigkeiten sind deshalb als obere Abschätzung zu verstehen. Die Geschwindigkeiten beim Anprall an das betrachtete Objekt können von den so ermittelten Werten nach unten abweichen. Dies wird in der oben dargelegten Schlussfolgerung zu typischen Anprallgeschwindigkeiten an feste Hindernisse berücksichtigt.

Die ermittelten Anprallgeschwindigkeiten für die GIDAS-Datenbank sind nicht ohne weiteres miteinander vergleichbar. Es handelt sich zum einen um Geschwindigkeiten bei der Primärkollision und zum anderen um Geschwindigkeiten beim eigentlichen Anprall an ein betrachtetes Objekt. Bei letzterem kann es sich auch um eine Folgekollision handeln. Es ist also zu erwarten, dass die Geschwindigkeit beim Anprall an ein bestimmtes Objekt tendenziell eher geringer ist als die Geschwindigkeit bei der Primärkollision. Das Gegen-

teil ist jedoch der Fall. Unfälle mit Anprall an ein festes Hindernis weisen entsprechend dieser Auswertung überdurchschnittlich hohe Anprallgeschwindigkeiten auf. Eine derartige Analyse ist für die anderen Datenbanken nicht möglich.

Aufgrund des hohen Anteils von Alleinunfällen können die aus der COST-Datenbank ermittelten Anprallgeschwindigkeiten für die untersuchten Objektgruppen als in gewissem Maße aussagekräftig in Bezug auf den eigentlichen Objektanprall gelten. Bei einem Alleinunfall ist die Wahrscheinlichkeit, dass das betrachtete Objekt in der Primärkollision getroffen wird, größer als bei anderen Unfällen. Die Aussagekraft ist noch etwas höher für die aus den DEKRA-Daten ermittelten Geschwindigkeiten, da hier für die Objektgruppen fester Hindernisse ausschließlich Alleinunfälle berücksichtigt sind. Ohne Einschränkung ist hier die Aussagekraft für die GIDAS-Ergebnisse aufgrund der dem tatsächlichen Objektanprall zugeordneten Geschwindigkeiten. Die Ergebnisse der MAIDS-Daten können wegen des geringen Anteils an Alleinunfällen nur eingeschränkt verwendet werden.

Eine weitere Unsicherheit in der Datenanalyse besteht für die Auswertung der DEKRA-Datenbank aufgrund der fehlenden Verletzungskodierung. Es kann hier keine Auswahl der Unfälle unter der Bedingung erfolgen, dass eine Verletzung tatsächlich durch Anprall an die betrachteten Objekte verursacht wurde. Die Analyse beschränkt sich auf Alleinunfälle, also Unfälle ohne Beteiligung weiterer Fahrzeuge. Damit wird die potentielle Fehleinordnung von Unfällen für die Gruppe der festen Hindernisse stark eingeschränkt. Bei Ausschluss von anderen Fahrzeugen verbleiben als verletzungsverursachende Objekte außer den festen Hindernissen im Wesentlichen nur die Straßenoberfläche und das eigene Fahrzeug. Die verbleibende Unsicherheit ist jedoch höher, wenn nicht feste Hindernisse im Allgemeinen, sondern spezielle Elemente der Straßenausstattung betrachtet werden. Im Falle mehrfacher Anprallvorgänge an verschiedene dieser Objekte ist keine Unterscheidung nach tatsächlicher Verletzungsentstehung möglich.

Die GIDAS-Daten, die die genaueste Geschwindigkeitsermittlung erlauben und am ehesten repräsentativ sind, weisen die geringste Anzahl von relevanten Unfällen auf. Deshalb werden die Ergebnisse aus den anderen drei Datenbanken in gleichem Maße für die Auswertung der Geschwindigkeiten verwendet. Durch die beschriebene Methodik werden Ungenauigkeiten durch mehrfache Anprallvorgänge soweit ausgeschlossen, wie es bei einer Auswertung derart kodierter Unfalldaten möglich ist.

Die in der Literatur beschriebenen Prozeduren [18, 19, 23, 38, 73] zur Untersuchung des Verhaltens von Straßenseitenschutzeinrichtungen beim Anprall eines Zweiradaufsassens mittels physischer Tests beinhalten die Definition einer Anprallgeschwindigkeit zwischen 55 und 60 km/h. In Anbetracht der aus den vier Datenbanken gewonnenen Ergebnisse erscheinen diese Geschwindigkeitswerte als angemessen. Diese Werte können deshalb auch für detaillierte Untersuchungen mittels numerischer Simulation als Ausgangspunkt dienen.

Die aus den GIDAS-Daten gewonnenen Ergebnisse zum Abkommenswinkel stützen die in der Literatur gefundene Aussage, dass der Anprall an Straßenschutzeinrichtungen typi-

scherweise unter einem spitzen Winkel erfolgt [19, 26, 73]. Die Auswertung der GIDAS-Daten erfolgte zwar ohne Einschränkung auf Unfälle mit Anprall an Schutzeinrichtungen, ihre Ergebnisse besitzen jedoch auch speziell für diesen Aspekt Gültigkeit. Eine Schutzeinrichtung wird grundsätzlich an der Stelle installiert, wo der in den GIDAS-Daten enthaltene Abkommenswinkel gemessen wird. Dies ist die seitliche Begrenzung der Fahrbahn, da es die Funktion der Schutzeinrichtung ist, das Verlassen der Fahrbahn zu verhindern. Ein Verlassen der Fahrbahn soll oft deshalb verhindert werden, damit es nicht zu einem Anprall an ein im näheren seitlichen Umfeld der Fahrbahn befindliches festes Hindernis kommt. Der Abkommenswinkel kann deshalb als Abschätzung für den Anprallwinkel an eine tatsächlich oder potentiell installierte Straßenschutzeinrichtung ohne Einschränkung herangezogen werden.

Die in der Literatur beschriebenen Anpralltest-Prozeduren [18, 19, 23, 38, 73] beinhalten die Definition eines Anprallwinkels zwischen zwölf und 30 Grad. In den meisten Fällen liegt dieser Wert über dem Intervall von null bis 15 Grad, dem die weitaus meisten relevanten Unfälle aus den GIDAS-Daten zugeordnet werden können. Die Gründe für diese etwas größeren Anprallwinkel sind in Limitierungen bei der Versuchsdurchführung, wie z.B. gute Reproduzierbarkeit oder gewünschter Erstkontakt am Kopf bzw. Helm, zu sehen. Ein größerer Anprallwinkel bedeutet dabei eine Verringerung der Tangentialgeschwindigkeit und eine Erhöhung der Radialgeschwindigkeit, was unter der Voraussetzung einer kontinuierlichen Kontaktfläche als gefährlicher in Bezug auf die erforderliche Umwandlung der kinetischen Energie und damit auf die Verletzungsentstehung zu sehen ist.

### 5.1.3 Verletzungsdetails

Die Untersuchung der durch den Anprall an bestimmte Objekte verursachten Verletzungsschwere soll einen Vergleich der Gruppe der Bäume/Pfähle und der Schutzeinrichtungen ermöglichen. Aus der Sicht der Insassen eines zweispurigen Kraftfahrzeuges ist es grundsätzlich erstrebenswert, den Anprall an einen im Fahrbahnumfeld befindlichen Baum oder Pfahl durch Einbau einer Straßenschutzeinrichtung zu verhindern. Die aus der COST-Datenbank gewonnenen Ergebnisse werfen die Frage auf, ob dies auch aus Sicht eines Zweiradaufsassenden der Fall ist. Festzuhalten ist, dass der Anprall an feste Hindernisse im Allgemeinen wie Schutzeinrichtungen und Bäume/Pfähle im Speziellen als gefährlich in Bezug auf das Entstehen von Verletzungen anzusehen ist.

Aus den Ergebnissen zur Verteilung der Verletzungsschwere kann ein Hinweis auf eine besondere Verletzungsgefahr durch Schutzeinrichtungen abgeleitet werden. Der Anprall an eine Schutzeinrichtung verursacht weit überdurchschnittlich oft Verletzungen vom Grad MAIS sechs. Verletzungen der MAIS-Grade eins und zwei werden dagegen nicht festgestellt. In abgeschwächter Form kann dies auch für andere feste Hindernisse, einschließlich der Bäume/Pfähle beobachtet werden. Im Vergleich zum Anprall an Schutzeinrichtungen verursacht der Anprall an Bäume und Pfähle weniger MAIS-6-Verletzungen und mehr

Verletzungen der MAIS-Grade eins und zwei. Einschränkend muss die geringe Anzahl analysierter Unfallopfer, die einen Schutzeinrichtungsanprall erlitten, angeführt werden.

Die in der Gruppe der Schutzeinrichtungen im Vergleich zur Gruppe der Bäume/Pfähle beobachtete Verschiebung zu höheren Verletzungsschweren muss außer durch die geringe Fallzahl in der Schutzeinrichtungsgruppe noch durch weitere Einschränkungen relativiert werden. Die in der Analyse des Unfallherganges dargestellten Unterschiede der Anprallgeschwindigkeiten zwischen den verschiedenen Gruppen beeinflussen naturgemäß die Verletzungsfolgen eines Unfalls.

Aus den COST-Daten ist hinsichtlich der Primärkollisionsgeschwindigkeiten ein deutlicher Unterschied zwischen der Gruppe der Straßenseitenschutzeinrichtungen und der der Bäume/Pfähle ersichtlich. In beiden Gruppen beträgt der Anteil der Alleinunfälle mehr als 80 Prozent. Hier kann von einer, wenn auch beschränkten, Aussagefähigkeit dieser Zahlen in Bezug auf die Geschwindigkeit beim tatsächlichen Anprall an das betrachtete Objekt ausgegangen werden. Der Medianwert der Primärkollisionsgeschwindigkeit liegt für die Gruppe der Schutzeinrichtungen um etwa 50 Prozent über dem der Gruppe der Bäume und Pfähle. Bei einem tatsächlichen derartigen Geschwindigkeitsunterschied würde eine doppelt so hohe kinetische Energie in den Aufprall an das feste Hindernis eingebracht. In einem solchen unterschiedlichen Energieeintrag wäre ein Grund für deutlich differierende Verletzungsschweren zwischen den beiden betrachteten Gruppen zu sehen.

Die Betrachtung der möglichen Unterschiede in den Geschwindigkeiten beim Anprall an Bäume/Pfähle bzw. Schutzeinrichtungen ist für die Entwicklung von motorradfahrerfreundlichen Schutzeinrichtungen von besonderem Interesse. Da Schutzeinrichtungen üblicherweise direkt am Rand der Fahrbahn eingebaut werden, ist bei einem Unfall ein nur sehr geringer Weg zur Geschwindigkeitsreduktion vor einem möglichen Anprall vorhanden. Bäume bzw. Pfähle befinden sich dagegen typischerweise in einer gewissen Entfernung zur Fahrbahn. Also legt ein Verkehrsteilnehmer vor einem eventuellen Anprall an einen Baum oder Pfahl einen Weg zurück, der mindestens gleich dem beim Schutzeinrichtungsanprall wäre. Im Normalfall aber ist dieser Weg beim Baum-/Pfahlanprall größer. Damit wäre im Falle eines Anpralls eine höhere Geschwindigkeit an der Schutzeinrichtung als am Baum bzw. Pfahl zu erwarten. Für die Auslegung von Schutzeinrichtungen und insbesondere für die Entwicklung von Anpralltests ist dies zu berücksichtigen. Eine Kollision mit einem Baum/Pfahl bei einer Geschwindigkeit  $x$  würde durch einen Schutzeinrichtungsanprall bei einer Geschwindigkeit  $y$  verhindert, wobei  $y$  größer als  $x$  ist. Der Medianwert für den Anprall an Bäume/Pfähle liegt entsprechend der Auswertung für alle vier Datenbanken oberhalb von 30 km/h. Die Geschwindigkeit für Anpralltests an Schutzeinrichtungen sollte demnach deutlich über 30 km/h liegen.

Die Ergebnisse der detaillierten Analyse der Verletzungsschwere in diesem dritten Schritt sind in guter Übereinstimmung mit den Ergebnissen aus den COST-Daten in der Vorauswahl. Die geringen Differenzen zwischen den Ergebnissen der beiden Analyseschritte legen den Schluss nahe, dass die in der Vorauswahl möglichen Fehlereinflüsse (z.B. Mehrfachkol-

lisionen, mehrere Aufsassen) tatsächlich kaum wirksam sind.

In diesem dritten Analyseschritt soll des Weiteren die Frage nach den verletzten Körperregionen und damit auch nach dem typischen Anprall beantwortet werden. Die relativen Verletzungshäufigkeiten für die verschiedenen Körperregionen sind im Hinblick auf die Wahl von Anprallkonfigurationen für detaillierte Untersuchungen der Interaktion zwischen Schutzeinrichtungen und Zweiradaufsassen von Interesse. Die Untersuchung dient der Festlegung einer Anprallkonfiguration für die Simulation. Als solche Konfiguration wird der liegende Anprall mit primärer Belastung der oberen Körperhälfte gewählt.

Die aus den Verletzungshäufigkeiten je Körperregion gewonnene Erkenntnis, dass die unteren Extremitäten für die Gesamtheit der Unfälle am häufigsten betroffen sind, ist in Übereinstimmung mit den in der Literatur gefundenen Verletzungsverteilungen [8, 39, 63]. Im Gegensatz zu diesen früheren Studien wird in der hier betrachteten Auswertung nicht die obere Extremität als zweit häufigste Körperregion verletzt, sondern der Kopf. Der Grund dafür ist im Einschlusskriterium der COST-Datenbank zu sehen. In der Datenbank sind nur Unfälle enthalten, in denen es entweder zu einer Verletzung des Kopfes oder zu einer Nackenverletzung oder zu einem Helm- bzw. Kopfanprall kam.

Aus der personenbezogenen Auswertung von Unfällen lassen sich keine Einschätzungen der Verletzungshäufigkeiten je Körperregion für eine bestimmte Objektgruppe in Relation zur Gesamtheit der Unfallopfer ableiten. Die Gruppe aller Unfallopfer und die Untergruppen weisen dafür zu unterschiedliche Anteile an Mehrfachkollisionen auf. In der Gesamtheit der Unfallopfer existiert ein deutlich höherer Anteil an Mehrfachkollisionen als in den Gruppen der Unfallopfer, die einen Anprall an ein bestimmtes festes Hindernis erlitten. Dies wird deutlich beim Vergleich der Zahl aller Unfallopfer aus Abbildung 4.12 mit der Zahl aller ausgewerteten Anprallvorgänge aus Abbildung 4.13. Während sich diese beiden Zahlen um fast 40 Prozent unterscheiden, ist bei den Untergruppen mit Ausnahme der Schutzeinrichtungen keine maßgebliche Differenz zu erkennen.

Welche Körperregionen durch Anprall an bestimmte Objekte besonders oft von Verletzungen betroffen sind, lässt sich deshalb besser aus den Ergebnissen nach Abbildung 4.13 einschätzen. Die Ergebnisse lassen sich dahingehend interpretieren, dass der Kopf beim Anprall an feste Hindernisse überdurchschnittlich oft betroffen ist, während die unteren Extremitäten zwar auch sehr häufig, aber in Relation zur Gesamtheit der Anprallvorgänge unterdurchschnittlich oft betroffen sind. Für alle drei betrachteten Gruppen fester Hindernisse ist der Kopf die pro Anprall am häufigsten verletzte Körperregion. Für die Gesamtheit der Anprallvorgänge sind dagegen die unteren Extremitäten häufiger als der Kopf betroffen. Dieser Unterschied unterstützt die Wahl einer typischen Konfiguration des Anpralls an feste Hindernisse (wie Schutzeinrichtungen) mit primärer Belastung der oberen Körperhälfte.

Ebenfalls leicht überdurchschnittlich oft werden die Thorax- und die Abdomenregion durch Anprall an feste Hindernisse verletzt. Die kleine Gruppe der untersuchten Anprallvorgänge

an Schutzeinrichtungen weist auf eine möglicherweise erhöhte Gefahr von Nackenverletzungen hin.

Diese Schlussfolgerungen basieren auf Vergleichen der Verletzungsverteilung zur Gesamtheit der Anprallvorgänge statt auf absoluten Häufigkeitsangaben. Durch den Vergleich zur Referenzgruppe wird erreicht, dass die Datenbank trotz ihrer Einschlusskriterien für die Beantwortung der Fragestellung genutzt werden kann.

Bezüglich der Häufigkeit von Verletzungen der unteren Extremitäten kann speziell für den Schutzeinrichtungsanprall eine Unterscheidung erfolgen zwischen Anprall in aufrechter Fahrposition auf dem Zweirad und Anprall in liegender Position getrennt vom Zweirad. Ersterer ist fast unvermeidbar mit einem Anprall der unteren Extremitäten verbunden und muss deshalb mit einem großen Anteil der Verletzungen der unteren Extremitäten in Verbindung gebracht werden. Dem Anprall in liegender Position müssen deshalb nicht zwangsläufig eine Vielzahl von Verletzungen der unteren Extremitäten zugeordnet werden. Die Verteilung auf die beiden Anprallarten ist für die ausgewerteten Daten nicht verfügbar. In der Literatur wurde jedoch mehrfach ein ungefähr gleich häufiges Auftreten beider Anprallarten gefunden [5, 19, 73].

Für die weiteren Untersuchungen kommen nach diesen Betrachtungen zwei verschiedene Szenarien mit unterschiedlichen Verletzungsrisiken in Frage. Zum einen ist dies der Anprall in aufrechter Fahrposition mit primärer Belastung der unteren Extremitäten, zum anderen der Anprall in liegender Position mit Erstkontakt am Helm und dadurch primärer Belastung von Kopf, Nacken, oberen Extremitäten und Thorax. Kopf, Nacken und Thorax können wegen des Bezugs zum zentralen Nervensystem und den lebenswichtigen Organen potentiell höchste Verletzungsschweren aufweisen. Die unteren Extremitäten können dagegen nur Verletzungen bis zur Stufe drei, in Ausnahmefällen bis zur Stufe 4, der AIS erleiden. Deshalb ist der Anprall in liegender Position als potentiell gefährlicher anzusehen und wird hier für die weiteren Untersuchungen betrachtet.

Die gewählte Anprallkonfiguration mit primärer Belastung der oberen Körperhälfte entspricht grob der Orientierung des Dummy-Körpers für mehrere bereits existierende Test-Prozeduren [18, 23, 38, 73], die zur Untersuchung der Wirksamkeit von Verletzungsvermeidungsmaßnahmen mittels Anpralltests vorgeschlagen wurden. Bezüglich der detaillierteren Belastungsverteilung auf die verschiedenen Körperregionen beim Anprall wurde in der Vergangenheit bereits ein Abwägen der Prioritäten zwischen Kopf, Nacken und Thorax vorgeschlagen [73]. Dies scheint angesichts der aus den COST-Daten gewonnenen Erkenntnisse angebracht und kann als Ausgangspunkt für die nähere Untersuchung mittels numerischer Simulation dienen.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die beschriebenen Auswertungen nur mit fallbasierten Datenbanken möglich sind. Andere Statistiken besitzen für die Ermittlung von Details des Unfallherganges und der Verletzungsentstehung keine Aussagekraft. Die eingangs formulierten Fragestellungen zu dieser Analyse des realen Unfallgeschehens können trotz der

genannten Einschränkungen der Datenbanken beantwortet werden. Aufgrund der gewählten Methodik werden folgende Schlussfolgerungen als verlässlich und realistisch angesehen:

- Eine geeignete Anprallkonstellation beinhaltet einen liegenden Aufsassen, einen spitzen Anprallwinkel und eine Kollisionsgeschwindigkeit von etwa 60 km/h.
- Zu betrachtende Verletzungsrisiken erstrecken sich in erster Linie auf Kopf, Nacken und Thorax.
- Der Schutz eines Zweiradaufsassen vor einem Baum-/Pfahlanprall kann mit herkömmlichen Schutzeinrichtungen nicht befriedigend erreicht werden.

Mit diesen Erkenntnissen werden die folgenden Untersuchungsschritte durchgeführt.

## 5.2 Helm-Modell

### 5.2.1 Absorptionsschaum

Als Grundlage für die Entwicklung einer Materialbeschreibung des Absorptionsschaumes werden Ergebnisse aus Fallversuchen, die von der Fundación CIDAUT zur Verfügung gestellt wurden, verwendet. Die während der Experimente gemessenen Beschleunigungen in x- und y-Richtung (vgl. Abbildungen 3.10 und 3.9) zeigen, dass es sich nicht um ideal zentrale Stöße handelte. Die Beschleunigungen in diesen beiden Richtungen waren jedoch im Vergleich zur Beschleunigung in z-Richtung derart gering, dass ihre Betrachtung für die Simulation unter den gestellten Zielen nicht erforderlich ist. Ein Stoss zwischen einer konvexen und einer ebenen Oberfläche kann zu nicht reproduzierbaren Rotationsbewegungen in der Entlastungsphase führen. Ein Anstreben der Abbildung dieser Bewegungen in der Simulation ist nicht zielführend. Entscheidend ist vielmehr die möglichst genaue Abbildung der Energieabsorption bei Betrachtung der Beschleunigungen in Stossrichtung. Diese Abbildung stellt das zentrale Ziel der beschriebenen Modellierung des Absorptionsschaumes dar.

In Abbildung 3.9 ist im Beschleunigungsverlauf aus dem Experiment vor Erreichen des Minimums eine Art Plateau zu erkennen. Dessen Ursache lässt sich nur schwer ergründen, da die Versuche nicht mehrmals durchgeführt wurden. Ein solcher Verlauf zeigt sich im Versuch mit der Geschwindigkeit von 7 m/s (vgl. Abbildung 3.10) nicht. Deshalb kann nicht von einem für den Deformationsprozess relevanten Vorgang ausgegangen werden, weil dieser sonst auch bei der höheren Geschwindigkeit zu beobachten sein müsste. Vielmehr ist von einem Nachrutschen der Kopfform innerhalb des Helms auszugehen. Dieser plateauartige Teil des Kurvenverlaufes wird deshalb nicht in die Analyse und den Vergleich mit den Simulationsergebnissen einbezogen.

Es werden Materialparameter für die Dehnratenabhängigkeit und die viskose Dämpfung ermittelt. Damit wird der Beschleunigungsverlauf des Schwerpunktes der Kopfform während des Aufpralls simuliert. Für beide betrachteten Aufprallgeschwindigkeiten gibt die Simulation mit diesen Parametern die Versuchsergebnisse besser wieder als die Simulation mit dem Ausgangsmodell. Die Kurvensteigungen in der Belastungsphase sind mit den ermittelten Parametern nahezu identisch zum Versuch. Damit lässt sich von einer realistischen Wiedergabe der Energieabsorption beim Aufprall ausgehen.

Die Wiedergabegenauigkeit im Ausklang der Belastung ist im Vergleich dazu geringer. Sie wird hier als vertretbar angesehen vor allem deshalb, weil die Entlastungsphase beim Aufprall nicht die gleiche Bedeutung für die Simulation von Anprallvorgängen hat wie die Belastungsphase.

Die gute Übereinstimmung der Beschleunigungskurven zwischen Versuch und Simulation für beide Geschwindigkeiten wird der Verwendung einer Dehnratenabhängigkeit zugeschrieben. Dies wird vor allem beim Vergleich zur Abbildungsgüte des Ausgangsmodells des Helms (ohne Dehnratenabhängigkeit) ersichtlich. Auch wenn das Schaummaterial Polystyrol im Vergleich zu anderen Kunststoffen eine relativ geringe Dehnratenabhängigkeit aufweist [16], so ist die Berücksichtigung dieser Abhängigkeit hier doch von Bedeutung. Das Helmmodell soll für Anprallsimulationen in Verbindung mit einem Menschmodell eingesetzt werden. Bei einer solchen Anwendung ist nicht davon auszugehen, dass die Aufprallgeschwindigkeiten des Helms grundsätzlich denen der Fallversuche entsprechen. Ein dehnratenunabhängiges Schaummodell würde nur sehr eingeschränkte Aussagekraft für solche Anprallsimulationen besitzen.

Die Verwendung einer dehnratenabhängigen Materialbeschreibung erweitert den Einsatzbereich des Helmmodells beträchtlich. Die Validität der Dehnratenparameter hängt von der Bandbreite der zu Grunde liegenden Belastungsgeschwindigkeiten in den Experimenten ab. Die beiden Versuche mit den Aufprallgeschwindigkeiten von 6 und 7 m/s sind dabei nicht als ideale Grundlage einzuschätzen. Die darauf basierende dehnratenabhängige Materialbeschreibung lässt jedoch eine realistische Wiedergabe der Energieabsorption auch für den sich oberhalb und unterhalb dieser Werte erstreckenden Geschwindigkeitsbereich erwarten.

Dies gilt vor allem auch deshalb, weil die Ordinatenwerte der Referenzkurve für quasistatische Belastung einem Hundertstel der Werte der Ausgangskurve für den Spannungs-Dehnungs-Zusammenhang entsprechen. Damit liegt diese Referenzkurve weit entfernt von den relevanten Belastungskurven. Der Korrekturfaktor in Gleichung 3.1 kann nicht kleiner als eins werden. Die Referenzkurve für quasistatische Belastung repräsentiert demzufolge die geringstmöglichen Spannungswerte zu bestimmten Dehnungswerten. Je weiter diese Kurve von den Kurven, die für den experimentell untersuchten Geschwindigkeitsbereich relevant sind, entfernt liegt, desto weiter breitet sich der Bereich der Anwendbarkeit der Materialbeschreibung hin zu niedrigeren Belastungsgeschwindigkeiten aus.

Für das Erstellen und die Verwendung einer dehnratenabhängigen Materialbeschreibung ist in Berechnungsprogrammen wie Pamcrash ein Filtern der berechneten Dehnraten vorgesehen [30]. Dem liegt die Überlegung zu Grunde, dass die in Finiten Elementen berechneten Dehnraten stärker oszillieren, als es physikalisch nachvollziehbar ist. Mit einem Filtern der berechneten Dehnraten über mehrere Berechnungszyklen schwächt sich dieser Effekt ab. Die Materialbeschreibung des Absorptionsschaumes soll als Teil des Helmmodells in Verbindung mit dem Menschmodell HUMOS eingesetzt werden. Für das HUMOS-Modell in der Pamcrash-Version ist jedoch die Option eines Dehnratenfilters nicht verfügbar. Es wird deshalb darauf verzichtet, beim Erstellen der Materialbeschreibung diese Option anzuwenden. Die Verwendung des Helmmodells muss dementsprechend auch ohne diese Option erfolgen.

Ein anderer kritischer Aspekt bei der Kombination verschiedener Modelle für die Crash-Simulation ist der verwendete Zeitschritt (vgl. 3.2.3). Der für die Verwendung des HUMOS-Modells erforderliche Zeitschritt liegt zwischen 0,8 und 1  $\mu s$ . Bei den Simulationen der Falltests mit dem Helmmodell ergeben sich Zeitschritte von etwa 1,27  $\mu s$ . Das Modell kann ohne Einschränkungen in Verbindung mit unter diesen Werten liegenden Zeitschritten verwendet werden, so dass die Kompatibilität mit dem HUMOS-Modell gegeben ist.

Außer der Umwandlung kinetischer Energie durch den Absorptionsschaum erfüllt ein Helm beim Aufprall eine zweite Schutzfunktion. Die relativ steife Helmschale verteilt die wirkenden Kräfte auf eine größere Fläche. Dies ist vor allem dann der Fall, wenn ein steifer, scharfkantiger Körper getroffen wird. Die Helmschale wird in dieser Arbeit nicht gesondert auf ihre Modellgüte hin überprüft. Das Helmmodell kann deshalb nicht für die Simulation eines Anpralls an relativ scharfkantige Objekte verwendet werden. Der Anprall eines helmgeschützten Kopfes an eine passive Schutzeinrichtung mit einem Unterzug stellt einen Anprall an eine fast ebene Kontaktfläche ohne Formen mit kleinem Radius dar. Eine besondere Belastung der Helmschale im Sinne ihrer Schutzfunktion ist deshalb bei einem solchen Anprall nicht zu erwarten. Das Helmmodell kann somit als für den vorgesehenen Einsatz geeignet betrachtet werden.

Das Material des Komfortschaums wird unverändert aus dem Ausgangsmodell übernommen. Die mechanischen Eigenschaften des Komfortschaums beeinflussen das Energieabsorptionsvermögen des Helms bei einem Aufprall auf die der Wangenregion entsprechenden Stellen am Helm. Ein solcher Aufprall ist als Einsatzzweck des Helmmodells nicht vorgesehen. Bei anderen Anprallvorgängen ist kein maßgeblicher Einfluss der mechanischen Eigenschaften des Komfortschaums zu erwarten.

Simulationsmodelle müssen grundsätzlich im Rahmen ihrer Validität eingesetzt werden. Die Validität ist gegeben, wenn das Modell in der Simulation die wirklichen Verhältnisse ausreichend genau wiedergibt. Wenn, wie hier gezeigt, Vergleiche mit Experimenten zur Modellerstellung genutzt werden, so muss der Einsatz unter ähnlichen Randbedingungen erfolgen. Je weiter von den Randbedingungen der zu Grunde liegenden Experimente abgewichen wird, desto geringer wird die Aussagekraft der mit dem Modell erlangten Ergebnis-

se. Für das Helmmodell mit der vorgestellten Charakterisierung des Absorptionsschaums gelten deshalb folgende Einsatzkriterien:

- Aufprallgeschwindigkeiten im Bereich um 6 bis 7 m/s
- Schwerpunkt der Ergebnisanalyse in der Belastungsphase
- keine Verwendung eines Dehnratenfilters

Der Anprall an eine Schutzeinrichtung mit einer Geschwindigkeit von 60 km/h unter einem Winkel von 30 Grad entspricht einer zur Anprallobfläche senkrechten Geschwindigkeitskomponente von 8,3 m/s. Dieser Geschwindigkeitswert liegt in der näheren Umgebung der Aufprallgeschwindigkeiten der Fallversuche. Ein Dehnratenfilter wird mit dem HUMOS-Modell, wie oben beschrieben, nicht verwendet. Die Energieabsorption wird maßgeblich durch die Belastungsphase beim Helmaufprall bestimmt. Das Modell des Absorptionsschaums wird deshalb als tauglich für die Simulation von Anprallvorgängen eines Aufsassens an passive Straßenschutzeinrichtungen entsprechend Abschnitt 3.3 angesehen.

### 5.2.2 Kopf-Helm-Interaktion

**Aufprägvorgang** Das Aufsetzen eines Motorradhelms auf den Kopf erfolgt im Normalfall durch Überstreifen über die untere Öffnung. Das seitliche Aufprägen einer Helmhälfte und die anschließende Spiegelung entsprechen also nicht dem realen Vorgang. Bei Nachbilden des realen Vorganges wäre ein um ein Vielfaches längerer Weg zur Anpassung zu simulieren. Dies würde die Rechenzeiten entsprechend um ein Vielfaches erhöhen. Außerdem wäre die dabei zu beschreibende Bewegung deutlich komplexer gewesen. Vor allem aber wäre bei einem solchen Anpassungsvorgang nicht sichergestellt, dass der Schaum des Helms tatsächlich durch den eindringenden Kopf verdrängt wird, ohne dass die Finiten Elemente stark von ihrer geometrischen Grundform abweichen. Vielmehr wäre dabei ein stark verzogenes FE-Netz des Schaums zu erwarten.

Durch das seitliche Aufprägen der Helmhälfte erfolgt eine Anpassung des Komfortschaums an die Form des Kopfes. Das Ergebnis ist als realistische Anpassung zu werten, die theoretisch auch mit der Simulation eines Aufsetzvorganges zu erreichen wäre. Allerdings spricht der notwendige Aufwand für die hier beschriebene Methode. Es wird außerdem eine geringfügige Deformation des Absorptionsschaums erreicht. Diese ist aufgrund der Kopf- und Nackenform des HUMOS-Modells nicht vermeidbar. Die Deformation verändert grundsätzlich das Absorptionsvermögen des Helms. Dieser Einfluss ist allerdings mit Blick auf den Umfang der Deformation als vernachlässigbar anzusehen.

Das Löschen von Elementen des Komfortschaums vor dem Aufprägen des Helms auf den Kopf verhindert eine zu starke Elementverformung. Stark deformierte, von ihrer Grundform

abweichende Elemente verschlechtern die Qualität des numerischen Modells, so dass ein Entfernen hier angebracht ist.

Das Anpassen der Formen von Helm und Kopf in der Aufprägsimulation erfolgt ausschließlich durch Deformation von Komfort- und Absorptionsschaum. Beim realen Aufsetzen eines Helmes ist eine geringfügige Deformation der Kopf- und Gesichtshaut zu erwarten. Diese wird als vernachlässigbar angesehen.

Die Charakterisierung der Schaummaterialien in der Aufprägsimulation entspricht einem plastischen Materialverhalten mit relativ geringem Verformungswiderstand und einem geringen Anteil elastischer Verformung (hoher Elastizitätsmodul). Der geringe Anteil elastischer Verformung verursacht eine nur geringe Rückfederung des Schaummaterials nach Entlastung. Dies ermöglicht trotz der nicht kontinuierlichen Belastung einen stabilen Aufprägvorgang.

Eine Massenskalierung, wie sie in der Aufprägsimulation verwendet wird, verfälscht grundsätzlich die Lösungen der Bewegungsgleichungen, weil die Wirkung der Massenträgheit verändert wird. Es gibt zwei Bedingungen, unter denen eine solche Modifikation akzeptabel ist. Zum einen wirkt sich eine solche Maßnahme nur sehr wenig aus, wenn nur wenige, kleine Teile eines Körpers betroffen sind. Zum anderen fällt eine Massenskalierung nicht ins Gewicht, wenn die wirkenden Massenträgheitseffekte vernachlässigbar sind. Letzteres ist in der Aufprägsimulation der Fall, da der Helm mit einer Geschwindigkeit von 0,144 km/h bewegt wird.

**Einsatzprüfung** Das an den HUMOS-Kopf angepasste Helmmodell wird in einer Anprallsimulation an eine nicht deformierbare Wand eingesetzt. Dabei wird das Verhalten dieses Modells und die Kopf-Helm-Interaktion verglichen mit dem Verhalten eines mittels Klebeverbindung aufgebrachten Helmmodells.

Bei den berechneten Verläufen des Betrages der translatorischen Gesamtbeschleunigung sind zwischen beiden Varianten deutliche Unterschiede festzustellen. Mit der Modellierung eines Klebekontaktes ergeben sich ein niedrigeres Maximum, ein früherer Anstieg sowie ein kürzeres Anhalten hoher Beschleunigungswerte. In diesem kürzeren Andauern ist der Grund für den deutlich niedrigeren Wert des Kopfverletzungskriteriums HIC zu sehen. Die Berechnung dieses Wertes erfolgt über die Maximierung des Integrals unter der Beschleunigungskurve (vgl. Abschnitt 2.4.3). Dieser Berechnung liegt die Beobachtung zu Grunde, dass das menschliche Gehirn mit zunehmender Einwirkdauer immer niedrigere Beschleunigungswerte tolerieren kann, ohne dass es zu irreversiblen Schäden kommt [79].

Die Auswertung von translatorischer Beschleunigung und Kopfverletzungskriterium ergibt also sehr unterschiedliche Ergebnisse zwischen beiden Modellierungsvarianten. Diese beiden Parameter werden hier zum Vergleich herangezogen, weil sie einerseits einfach zu bestimmen sind und andererseits weit verbreitet Anwendung in der Bewertung von Schutz-

maßnahmen finden [4, 57, 31]. Für die Betrachtung der Validität dieser Messgrößen sei auf den Abschnitt 5.3 verwiesen. Im Folgenden sollen die Ursachen der Unterschiede und die Auswirkungen auf die nachfolgenden Arbeitsschritte diskutiert werden.

Nach Newman [58] minimiert ein optimaler Helm die auf den Kopf wirkenden Beschleunigungen durch Maximierung der Dauer des Anprallvorganges. D.h., dass bei gleicher übertragener Energie eine längere Kraftereinwirkung eine geringere Spitzenbelastung hervorruft. Die Auswertung der Kontaktkraft zwischen Kopf und angepasstem Helmmodell gibt Auskunft über den zeitlichen Ablauf der Kraftereinwirkung für diese Variante der Kopf-Helm-Interaktion. Für die Modellierung mittels Klebeverbindung kann aus der Betrachtung der in das virtuelle Klebematerial eingebrachten Energie der zeitliche Ablauf der entsprechenden Kraftereinwirkung abgeleitet werden. Der Vergleich beider Größen (siehe Abbildung 4.20) ergibt für die Klebeverbindung einen deutlich früheren Anstieg der betrachteten Messgröße. Auch ähnelt deren Verlauf eher der von Newman [58] beschriebenen theoretischen Idealform eines Rechtecks. Es ist also hier davon auszugehen, dass die Kraftübertragung im Falle der Klebeverbindung eine geringere Beschleunigungsbelastung des Gehirns begünstigt, wenn man sie mit der des angepassten Helmmodells vergleicht. Darin ist ein Grund für die Unterschiede im Kopfverletzungskriterium HIC zwischen beiden Varianten zu sehen.

Den Abbildungen 4.19 und 4.18 ist zu entnehmen, dass im Zeitraum, in dem die höchsten Beschleunigungen berechnet werden, eine deutliche Differenz der Rotationswinkel des Schädels um die Sagittalachse zwischen beiden Varianten auftritt. Für die Modellierung der Klebeverbindung steigt die Kurve des Winkelverlaufs hier bereits deutlich an, was für die Simulation mit dem angepassten Helmmodell nicht der Fall ist. Um einen Körper in Rotation zu versetzen, ist Energie notwendig. Wenn bei einem Aufprall kinetische Energie einer geradlinigen Bewegung teilweise in kinetische Energie einer rotatorischen Bewegung umgewandelt wird, so ist am Massenschwerpunkt des Körpers mit geringeren Belastungen in Form von translatorischen Beschleunigungen zu rechnen. Es ist deshalb in der früheren Rotationsbewegung des Kopfes im Falle der Klebeverbindung ein Grund für die geringeren Beschleunigungswerte im Vergleich zum angepassten Helm zu sehen.

Sowohl die frühere und etwas gleichmäßigere Kraftübertragung als auch die früher eingeleitete Schädelrotation sind durch den Modellierungsansatz der Klebeverbindung selbst bedingt. Wird das Kopfmodell untrennbar mit dem Helmmodell verbunden, besteht zu jeder Zeit ein Kraftschluss zwischen beiden Modellen. Deshalb kann eine Kraftübertragung hier unmittelbar beginnen, wenn die Innenschale des Helms belastet wird. Bei einem Anprall des helmgeschützten Kopfes ergibt sich eine Verzögerung der Kraftübertragung nur durch die Laufzeit mechanischer Wellen durch die Helmmaterialien von außen nach innen. Bei dem angepassten Helmmodell dagegen muss der Kontakt erst schrittweise zwischen der Helminnenseite und der Kopfhaut, ausgehend von der anprallnahen Stelle, aufgebaut werden.

Bei einem schrägen Helmaufprall, wie dem hier simulierten, wirkt eine Kontaktkraft zwischen Wand und Helm, deren Richtungslinie nicht durch den Massenschwerpunkt des ge-

samten menschlichen Körpers und auch nicht durch den des Kopfes läuft. Dadurch entsteht ein Drehmoment. Zu Beginn des Anpralls kann der Kopf als mechanisch entkoppelt vom restlichen Körper angesehen werden. Dann verursacht dieses Moment eine Drehbewegung um seinen Schwerpunkt. Ebenso wird durch das Wirken eines Drehmoments eine Rotation des menschlichen Körpers hervorgerufen. Da der Körper nicht starr ist, wird die Drehbewegung zunächst von den beweglichen Segmenten ausgeführt, die der Krafteinwirkstelle am nächsten sind. Im hier diskutierten Anprall ist dies der Kopf-Helm-Verbund, der sich relativ zum Torso durch eine laterale Biegung der Halswirbelsäule bewegt. Wenn ein Drehmoment auf den Helm einwirkt, kann dies auf den Kopf um so besser übertragen werden, je großflächiger die Kraftübertragung zwischen den beiden Oberflächen stattfindet. Die Modellierung der Klebeverbindung umfasst einen permanenten Kraftschluss an der gesamten inneren Helmoberfläche. Dies gilt sowohl für normal zur Oberfläche wirkende Kräfte, die eine translatorische Bewegung hervorrufen, als auch für tangential zur Oberfläche wirkende Kräfte, die eine Rotationsbewegung auslösen. Im Gegensatz dazu tritt eine Übertragung tangential wirkender Kräfte beim angepassten Helmmodell nur an der Stelle auf, wo Kräfte in Normalenrichtung wirken. Des Weiteren sind in diesem Fall die Tangentialkräfte auf 60 Prozent der wirkenden Normalkraft begrenzt, was durch den Reibungsbeiwert bedingt ist. Bezüglich des zeitlichen Verlaufs der Übertragung des Drehmoments gelten entsprechend die Ausführungen zur Kraftübertragung allgemein aus dem vorangegangenen Absatz.

Die Übertragung von tangential zur Helminnenoberfläche wirkenden Kräften und die dadurch hervorgerufenen Rotationsbewegungen des Kopfes sind bei der Modellierung der Klebeverbindung als unrealistisch anzusehen. Eine solche Modellierung hat den Vorteil, dass ein Helmmodell sehr schnell und einfach mit einem Kopfmodell zusammen verwendet werden kann. Bei der Simulation von schrägen Anprallvorgängen stellt die Überbewertung der tangentialen Kraftübertragung an der Kopf-Helm-Interaktion jedoch einen entscheidenden Nachteil dar.

Für die Analyse von linearen Aufprallvorgängen, bei denen keine Rotation hervorgerufen wird, würde dieser Nachteil der Klebeverbindungsmodellierung nicht zur Geltung kommen. Es bliebe aber der frühe Beginn der Kraftübertragung bestehen. Auch dieser wird als unrealistisch eingeschätzt. Deshalb ist die Modellierung der Kopf-Helm-Interaktion mit einem reibungsbehafteten Kontakt der mittels Klebeverbindung vorzuziehen. Dafür ist das zuvor beschriebene Anpassen eines Helmmodells an das verwendete Kopfmodell unabdingbar. Diese Kopf-Helm-Interaktion wird für die nachfolgenden Untersuchungsschritte verwendet.

Die Validität der Ergebnisse bei Verwendung einer Kopf-Helm-Interaktion auf Basis eines reibungsbehafteten Kontakts sind stark abhängig vom verwendeten Reibungsbeiwert. Zum Reibungsbeiwert für derartige Kontakte sind bisher wenige Untersuchungen durchgeführt worden. Der verwendete Wert von 0,6 ist in Übereinstimmung mit der Studie von Mills und Gilchrist zu schrägen Anprallvorgängen des helmgeschützten Kopfes [54] gewählt.

Durch die Simulation eines Anpralls an ein einfaches geometrisches Objekt wie eine star-

re Wand kann der Einfluss der Modellierung auf die berechneten Ergebnisse in besonderem Maße isoliert von anderen Faktoren untersucht werden. Bei einem Anprall an eine Schutzeinrichtung beispielsweise sind die Bewegungen und die einwirkenden Größen deutlich komplexer und erschweren dadurch die Identifikation von modellspezifischen Unterschieden in den Ergebnissen.

## 5.3 Simulation von Anprallkonfigurationen

Die Untersuchung des Schutzeinrichtungsanpralls zielt auf die Entwicklung von Verfahren zur Bewertung von Schutzfunktionalitäten für Zweiradaufsassen. Aus den Ergebnissen der Anprallsimulationen sollen Empfehlungen für die Definition zukünftiger experimenteller Testverfahren abgeleitet werden.

### 5.3.1 Dynamik des Anprallvorganges

Der seitliche Anprall verursacht eine primäre, laterale Belastung des Thorax über den Arm, der zwischen Schutzeinrichtung und Thorax bzw. Abdomen liegt. Als Folge der Verzögerung des Thorax wird über die Trägheitskräfte des Kopf-Helm-Verbundes eine laterale Biegung der Halswirbelsäule eingeleitet. Erst diese Bewegung der Halswirbelsäule erlaubt einen Kontakt des Helmes mit der Schutzeinrichtung. Der Helmkontakt ist als Sekundäranprall zu verstehen. Ihm kann nur ein geringer Anteil der im Verlauf des Anpralls umgewandelten kinetischen Energie zugeordnet werden.

Beim schrägen Anprall ergibt sich eine im Vergleich zum seitlichen Anprall umgekehrte Reihenfolge dieser Vorgänge. Der Helmkontakt stellt den Primäranstoß dar. Durch die schräge Krafteinleitung auf den Kopf wird eine laterale Biegung der Halswirbelsäule begünstigt. Erst nach dem Beginn der lateralen Biegung kommt es zum Kontakt des Armes mit der Schutzeinrichtung, beginnend an der Schulterregion. Durch das Gleiten entlang der Schutzeinrichtung wird der Körper umgelenkt, bis seine Longitudinalachse parallel zu der der Schutzeinrichtung liegt. Dies ist als eine Umwandlung des schrägen Anpralls in eine laterale Belastung zu sehen.

Der Kopf-Helm-Verbund erfährt im schrägen Anprall eine direkte Belastung durch den Kontakt mit der Schutzeinrichtung zu Beginn des Anprallvorgangs. Dagegen wirkt auf den Kopf im seitlichen Anprall zunächst eine indirekte Kraft in Form der Trägheit. Erst nachdem bereits ein Teil der kinetischen Energie des Aufsassen abgebaut ist, kommt es zum Helmanprall an der Schutzeinrichtung. Darin ist der Grund für die deutlich niedrigeren Werte von Kopfverletzungskriterium HIC und Betrag der translatorischen Gesamtbeschleunigung beim seitlichen Anprall zu sehen.

Eine schräge Krafteinleitung auf den Kopf, wie sie beim schrägen Anprall auftritt, verursacht neben einer lateralen Biegung auch eine Stauchung der Halswirbelsäule. Es wirken also in kranial-kaudaler Richtung Druckkräfte zwischen Schädelbasis und erstem Wirbelkörper sowie zwischen den Wirbelkörpern. Ein vergleichbarer Vorgang tritt im seitlichen Anprall nicht auf. Dementsprechend werden um ein Vielfaches höhere Druckkräfte im schrägen Anprall ermittelt als im seitlichen Anprall.

Zwischen beiden simulierten Anprall-Konfigurationen sind Unterschiede in der Art der Thoraxbelastung zu verzeichnen. Beim schrägen Anprall erfolgt eine Kraftübertragung von der Barriere auf den Thorax zunächst über die Schulterregion. Im Verlauf des Anpralls ändert sich aufgrund der Umlenkung des Körpers die Richtung der Krafteinwirkung. Sie ist am Ende des Anprallvorganges sehr ähnlich der Richtung der Krafteinwirkung im seitlichen Anprall. Zu diesem Zeitpunkt ist jedoch die maximale Thoraxbelastung bereits überschritten, d.h. der größte Teil der kinetischen Energie ist bereits in Deformationsarbeit umgewandelt. Aus diesem Grund werden mit der schrägen Orientierung des Aufsassens die höchsten Belastungen des Thorax an den kopfnahen Messstellen erreicht. Die von der Messstelle auf Höhe der vierten Rippe nach kaudal abnehmenden Kompressionsmaxima spiegeln diesen Sachverhalt wieder.

Beim seitlichen Anprall tritt die höchste Thoraxkompression auf Höhe der zwölften Rippe auf. In der simulierten Körperhaltung liegt diese Messstelle in der Nähe der Position des Ellbogengelenkes. Dort kann der Arm im Gegensatz zum Schultergelenk ohne größeren Widerstand in Richtung des Thorax bewegt werden. Darin ist bei einem derartigen Anprall der Grund für eine höhere Thoraxkompression auf Höhe der zwölften Rippe im Vergleich zu den anderen beiden Messstellen zu sehen. Von Merten [52] beschreibt diese Beobachtung für Schlittenversuche zum PKW-Seitenaufprall.

Für beide Anprallkonfigurationen ist in den Verläufen der Thoraxkompression (vgl. Abbildungen 4.23 bis 4.28) jeweils ein Maximum des Betrages zwischen 30 und 50 Millisekunden und ein weiteres zwischen 75 und 85 Millisekunden zu erkennen. Das erste Maximum ist dabei der Wechselwirkung zwischen menschlichem Körper und dem Unterzug der Schutzrichtung zuzuordnen. In dieser Phase des Anprallvorganges tritt noch kein Kontakt des Unterzuges zum Pfosten der Schutzplanke auf. Der Unterzug und seine Aufhängung besitzen in Richtung der Krafteinwirkung eine ausreichend große Steifigkeit, um in dieser Phase eine Thoraxkompression hervorzurufen. Beim schrägen Anprall fällt diese Kompression aufgrund der oben beschriebenen anders gearteten Belastungsrichtung deutlich geringer aus. Dabei wird die Schulter soweit deformiert, dass eine Fraktur der Klavikula zu erwarten ist. Diese Deformation erlaubt ein Eindringen des Oberarmes in den Thorax, welches allerdings sehr viel geringer ausfällt als zum gleichen Zeitpunkt im seitlichen Anprall.

Das zweite Maximum in den Kompressionsverläufen ist dem Einwirken des Pfostens auf den Thorax über den direkten Kontakt mit dem Unterzug zuzuordnen.

### 5.3.2 Bewertung der biomechanischen Belastungswerte

Die berechneten mechanischen Größen zur Bewertung der Belastungen des Kopfes sind für den schrägen Anprall deutlich höher als für den seitlichen Anprall. Aus dem Wert des Verletzungskriteriums HIC lässt sich eine Einschätzung des Kopfverletzungsrisikos ableiten. Nach Schmitt et al. [79] entspricht ein HIC-Wert von 1000 einer Wahrscheinlichkeit von ca. 48 Prozent, eine Schädelfraktur entsprechend der Stufe zwei der AIS zu erleiden. Der für den schrägen Anprall berechnete Wert liegt etwas darüber, während der für den seitlichen Anprall berechnete Wert deutlich darunter liegt. Entsprechend dieser Bewertung ist davon auszugehen, dass der schräge Anprall mit einem erheblichen Kopfverletzungsrisiko verbunden ist.

Die zwischen siebtem Halswirbel und erstem Brustwirbel ermittelten Druckkräfte können als Anhaltspunkt zur Bewertung der Kompressionsbelastung der Halswirbelsäule dienen. Obwohl für den schrägen Anprall eine um ein Vielfaches höhere Druckkraft ermittelt wird als für den seitlichen Anprall, ist diese Art der Belastung in keinem der Fälle als in besonderem Maße gefährlich zu betrachten. Nach McElhaney und Myers [49] liegen die mittleren Toleranzgrenzen der menschlichen Halswirbelsäule für Kompressionsverletzungen bei mindestens 4,81 kN. Für Scher- und Zugkräfte befinden die Autoren Toleranzgrenzen von 3,1 bzw. 2,82 kN als realistisch. Nach diesen Erkenntnissen zu urteilen, ist bei den simulierten Anprallvorgängen mit entsprechenden Höchstwerten von 0,58 kN, 0,75 kN bzw. 1,68 kN mit keinem erheblichen Verletzungsrisiko der Halswirbelsäule zu rechnen.

Die für den Thorax berechneten Belastungen ergeben je nach Art der Auswertung unterschiedliche Verletzungsrisiken. Unter Berücksichtigung der Messtellen auf Höhe der Rippen vier, acht und zwölf ergibt sich ein sehr hohes Verletzungsrisiko für den Thorax beim seitlichen Anprall. Das Risiko ist nach dieser Betrachtung um ein Vielfaches höher als das entsprechende Risiko beim schrägen Anprall. Werden nur die ermittelten Werte auf Höhe der vierten und achten Rippe in die Auswertung einbezogen, ergibt sich für den schrägen Anprall ein im Vergleich zum seitlichen Anprall leicht erhöhtes Risiko.

Bezüglich der eingangs zu diesem Untersuchungsschritt formulierten Fragestellungen lassen sich aus den dargestellten Berechnungsergebnissen folgende Erkenntnisse ableiten:

- Ein erhebliches Kopfverletzungsrisiko ist nur mit dem schrägen Anprall verbunden.
- Die Halswirbelsäule wird in keiner der beiden Anprallkonfigurationen in hohem Maße belastet.
- Ein erhebliches Verletzungsrisiko für den Thorax ist mit beiden Konfigurationen verbunden.
- Die Bewertung, welche Konfiguration für den Thorax gefährlicher ist, hängt von der Auswertungsmethode ab.

Bezüglich des letztgenannten Punktes ist zu berücksichtigen, dass Kuppaa et al. [47] die Auswertung der Thoraxkompression von PMTO an allen drei Messstellen durchführten. Dies entspricht der Auswertung der Kompression am Menschmodell in der vorliegenden Arbeit. In die Berechnung des Verletzungsrisikos für den Thorax flossen in der Arbeit von Kuppaa et al. allerdings nur die Ergebnisse für die Messstellen auf Höhe der vierten und achten Rippe ein. Den Autoren zu Folge ist die Kompression auf Höhe der zwölften Rippe eher mit dem Verletzungsrisiko des Abdomen verbunden. Die Messstelle auf Höhe der zwölften Rippe befindet sich im Bereich der freien Rippen, wo von einer niedrigeren Steifigkeit als im übrigen Bereich des Thorax auszugehen ist. Aus diesem Grund stellten Brun-Cassan et al. [20] in Frage, ob das Verletzungsrisiko für die oberen Organe des Abdomen über die Betrachtung der Thoraxbelastung ermittelt werden kann.

Den auf Höhe der zwölften Rippe ermittelten Werten sollte bei der Betrachtung des Thorax-Verletzungsrisikos nicht der gleiche Stellenwert zukommen wie den Messwerten auf Höhe der vierten und achten Rippe. Zum einen weist der Thorax an dieser Stelle andere mechanische Eigenschaften auf, zum anderen repräsentieren die dort ermittelten Belastungen eher das Risiko von Abdominalverletzungen. Vor diesem Hintergrund muss dem schrägen Anprall das höhere Verletzungsrisiko für den Thorax zugeordnet werden. Gleichzeitig ergibt sich für den seitlichen Anprall die Frage, ob ein erhebliches Risiko, Abdominalverletzungen zu erleiden, besteht.

Die Kompression der lateral belasteten Thoraxhälfte als Maß für das Verletzungsrisiko ist als valide zu betrachten. Kuppaa et al. [47] identifizierten das Maximum der Kompression als am besten mit der Verletzungswahrscheinlichkeit korrelierende mechanische Messgröße in Leichenversuchen. Von Merten [52] validierte die Simulation der lateralen Thoraxbelastung mit dem HUMOS-Modell unter Verwendung der hier beschriebenen Auswertungsmethode für die Thorax-Kompression.

Für die Eingrenzung von Kopfverletzungsrisiken wird das Maximum des Betrages der resultierenden translatorischen Beschleunigung unter anderem als Prüfkriterium für Aufpralltests mit Motorradhelmen nach der Richtlinie ECE R22 verwendet [4]. In ähnlicher Weise wird diese Messgröße auch bei anderen Tests zur Überprüfung der Schutzfunktion von Helmen verwendet. Als Grenzwert wird dabei nach Newman [58] meist ein Wert zwischen dem 100-fachen und 400-fachen der Erdbeschleunigung (100 g bzw. 400 g) verwendet. In diesem Bereich liegen die ermittelten Maxima für beide simulierten Anprallkonfigurationen.

Wesentlich weiter verbreitet ist die Verwendung des Kopfverletzungskriteriums HIC zur Bewertung des mit einem Aufprall verbundenen Kopfverletzungsrisikos. Die Untersuchungen, die der Definition dieses Kriteriums zu Grunde liegen, zielten auf die Ermittlung des Zusammenhangs zwischen frontaler Krafteinwirkung und dem Auftreten von Schädelfrakturen [50]. Unter der Annahme einer Korrelation des Auftretens einer Schädelfraktur mit dem Auftreten einer Commotio cerebri wurden Beschleunigungstoleranzgrenzen in Abhängigkeit von der Einwirkdauer ermittelt. Chinn et al. [22] zeigten in Untersuchungen von Motorradunfällen, dass das Kopfverletzungskriterium HIC in nur einem Drittel

der Fälle die Vorhersage der Verletzungsschwere ermöglichte. Trotz der mit seiner Anwendung verbundenen Einschränkungen ist das HIC bis heute das meistverwendete Kriterium bezüglich von Kopfverletzungen in der Fahrzeugsicherheit [79]. Der Grund dafür muss in der einfachen Bestimmung der Messgröße gesehen werden.

Eine der Beschränkungen der Verletzungsanalyse durch Berechnung des Kopfverletzungskriteriums HIC ist die fehlende Berücksichtigung der Rotationsbeschleunigung. Scherspannungen im Gehirn und Relativbewegungen zwischen Hirn und Schädel werden nach Melvin et al. [50] als Ursachen für Hirnverletzungen gesehen. Beide Mechanismen können bei einer Rotationsbeschleunigung des Schädels auftreten. Eine Möglichkeit zur Berücksichtigung der Rotationsbeschleunigung ist die Modellierung des gesamten Kopfes als nicht deformierbaren Körper. Dabei kann die rotatorische Beschleunigung des Starrkörpers ermittelt werden. Dies entspricht nicht dem Modellierungsansatz des HUMOS-Modells. Eine solche Bestimmung der Rotationsbeschleunigung ist dementsprechend mit dem HUMOS-Modell nicht möglich. Chinn et al. [22] wiesen nach, dass eine auf diese Weise ermittelte Rotationsbeschleunigung eine noch geringere Aussagekraft bei der Verletzungsprädiktion besitzt als der HIC-Wert.

### 5.3.3 Einfluss der Randbedingungen und Modelle

Die Lage des Arms des Aufsassen in den Anprallsimulationen ist als ungünstigste Randbedingung bezüglich der lateralen Belastung von Thorax und Abdomen anzusehen. Dies gilt insbesondere in Bezug auf die auf Höhe der zwölften Rippe ermittelten Kompressionswerte, weil sich ungefähr an dieser Messtelle das Ellenbogengelenk befindet. Würde sich der Arm beispielsweise in einer nach anterior verschobenen Position (also in einer Anteversion) befinden, so wäre mit deutlich geringeren Kompressionswerten auf Höhe der zwölften Rippe zu rechnen. Auf Höhe der anderen beiden Messstellen wäre ebenfalls mit einer Reduktion der Kompression zu rechnen, allerdings in verringertem Ausmaß.

Die Anprallposition an der Schutzeinrichtung (Anprallstelle), die Anprallgeschwindigkeit und der Anprallwinkel beeinflussen die Kinematik des Anpralls und die während des Anpralls auftretenden Belastungen des Aufsassen. Eine Parameterstudie zur Bestimmung des Einflusses dieser drei Größen wurde im Forschungsprojekt APROSYS mit einem numerischen Dummy-Modell durchgeführt [35]. Der größte Einfluss wurde dabei der Anprallstelle zugeschrieben. Die hier beschriebenen Untersuchungen konzentrieren sich ausschließlich auf den Anprall in der Nähe eines Pfostens. Bei einem Anprall in der Mitte zwischen zwei Schutzplankenpfosten ist mit anderen Verletzungsmechanismen zu rechnen, wie in Abschnitt 2.4.3 beschrieben. Die in dieser Arbeit bearbeiteten Fragestellungen stehen im Zusammenhang mit der Entwicklung von experimentellen Testverfahren. Im Fokus der Untersuchungen steht die Frage nach geeigneten Crashtest-Dummys und nach mit ihnen verwendeten Messgrößen. Beim Anprall zwischen zwei Pfosten ist die Hauptanforderung an die Schutzeinrichtung, dass keine zu große Deformation zur der Fahrbahn abgewandten

Seite zugelassen wird. Um die Erfüllung dieser Anforderung zu überprüfen, ist keine im biomechanischen Sinne detaillierte Repräsentation des Aufsassen nötig. Hauptsächlich die Masse des Aufsassen muss korrekt wiedergegeben werden. Aus diesem Grund werden keine Simulationen mit einem detaillierten Menschmodell für den Anprall zwischen zwei Pfosten durchgeführt.

Die Geschwindigkeit und der Anprallwinkel in den Simulationen entsprechen den Randbedingungen zukünftig zu definierender experimenteller Tests zur Bewertung von Schutzfunktionalitäten. Sie stimmen mit den aus der Analyse des realen Unfallgeschehens gewonnenen Erkenntnissen über geeignete Randbedingungen überein.

Für numerische Menschmodelle gibt es ebenso wie bei Dummy-Modellen zwei verschiedene Modellierungsansätze (vgl. Abschnitt 2.3.2). Eine detaillierte Simulation von Verletzungsmechanismen kann dabei nur mit der Methode der Finiten Elemente erfolgen [53]. In den Simulationen des Anpralls an eine Schutzeinrichtung wird die Verletzungsmechanik für verschiedene Körperregionen mit unterschiedlichen Genauigkeitsgraden wiedergegeben. Für den Thorax erfolgt die detaillierteste Untersuchung. Die Modellierung berücksichtigt für die Knochengewebe das Auftreten von Frakturen. Damit ist eine genaue Wiedergabe der Kompression des Thorax unter Belastung gegeben. Die Berechnung der Verletzungswahrscheinlichkeit für den gesamten Thorax auf Basis der Kompression wurde bereits validiert [52].

Die Genauigkeit der Simulation der Verletzungsmechanik ist für den Kopf und die Halswirbelsäule nicht mit der des Thorax zu vergleichen. Diese beiden Körperregionen stehen jedoch nicht im gleichen Maß im Fokus der Untersuchungen wie der Thorax. Ein Vergleich der Belastungen zwischen den beiden Anprallkonfigurationen wird für Thorax, Kopf und Nacken durchgeführt. Entsprechend der zuvor formulierten Fragestellungen wird hingegen eine absolute Einschätzung des Verletzungsrisikos nur für den Thorax vorgenommen. Deshalb werden die mit dieser Modellierung gewonnenen Erkenntnisse als valide angesehen.

Muggenthaler et al. [55] beschreiben den Einfluss der Muskelaktivität auf das Verhalten des menschlichen Körpers bei Anstoßversuchen im Niedriggeschwindigkeitsbereich. Auch bei den simulierten Anprallvorgängen an Schutzeinrichtungen ist davon auszugehen, dass aktivierte Muskeln einen Einfluss auf die Belastungsreaktionen ausüben. Vor allem bei der ausgewerteten Belastung der Halswirbelsäule auf Zug ist dies der Fall. Die Vernachlässigung der Muskelaktivität bei Verwendung eines komplett passiven Menschmodells führt in diesem Fall tendenziell zu einer Überbewertung der Belastungen in der Simulation. Eine solche Überbewertung stellt keine Einschränkung der bezüglich der Halswirbelsäulenbelastung gewonnenen Erkenntnisse dar. Sie würde die Validität der Erkenntnis, dass die berechnete Belastung gering ist, eher verstärken.

Einen großen Einfluss auf die durch laterale Belastung hervorgerufene Reaktion des Menschmodells hat die Modellierung der Schulterregion. Das HUMOS-Modell kann diesbezüglich nicht als spezifisch validiert gelten. Es muss also die Möglichkeit betrachtet werden, dass

die Kraftübertragung an dieser Stelle des Körpers in der Simulation unter- bzw. überbewertet wird. In diesem Falle wäre aber von einem vergleichbar großen Einfluss des möglichen Fehlers in beiden Anprallsimulationen auszugehen. Eine vergleichende Simulation wie die hier beschriebene relativiert das Ausmaß der Folgen eines solchen denkbaren Fehlers.

Das in der Simulation des schrägen Anpralls ermittelte erhebliche Kopfverletzungsrisiko steht in Übereinstimmung mit der Definition der von Bouquet et al. [18], Bürkle und Berg [19], CIDAUT [23], Gärtner et al. [38] sowie Sala und Astori [78] beschriebenen experimentellen Testverfahren mit Crashtest-Dummys (vgl. Kapitel 2). Dort wird jeweils der HIC-Wert als Kriterium für die Schutzfunktionalität des getesteten Systems verwendet.

Die aus den Simulationen mit dem Menschmodell gewonnenen Erkenntnisse bezüglich der Belastung der Halswirbelsäule stehen dagegen im Gegensatz zu den zuvor genannten Testverfahren. Eine Definition von Belastungsgrößen der Halswirbelsäule als Testkriterien kann hier nicht abgeleitet werden. Es ist aus einer früheren Studie von Schönplflug et al. [81] bekannt, dass das Ableiten von Bewertungskriterien in Form von Wirbelsäulenkräften aus Versuchen mit Crashtest-Dummys problematisch ist. Aus biomechanischer Sicht sind auf die Wirbelsäule wirkende Kräfte zwischen Dummy und Menschmodell nicht vergleichbar. Dies ist den Unterschieden in der Steifigkeit der Wirbelsäule geschuldet. Das Problem tritt insbesondere dann auf, wenn ein Dummy, dessen Wirbelsäule hauptsächlich Flexion und Extension erlaubt, eine Lateralflexion ausführen soll. Dies ist bei den meisten der in Kapitel 2 beschriebenen Testprozeduren der Fall, weil dort ein Dummy vom Typ Hybrid III verwendet wird.

Die Evaluierung der Belastung des Thorax im liegenden Anprall ist bisher nicht in experimentellen Testverfahren mit Crashtest-Dummys berücksichtigt worden. Einzig Quincy et al. [73] wiesen im Zusammenhang mit der Frage nach der geeigneten Anprallkonfiguration auf die mögliche Thoraxbelastung hin.

Die modellierte Schutzeinrichtung mit Unterzug ist grundsätzlich den in Abschnitt 2.4.3 vorgestellten Systemen ähnlich. Die Art der Aufhängung des Unterzugs ist am ehesten mit den von Nikolaus und Ziegler [60] und Gärtner et al. [38] beschriebenen Schutzeinrichtungen vergleichbar. In der Vergangenheit wurde das verwendete System der Firma HIASA bereits nach der Norm UNE 135900-1 getestet und eingesetzt. Es ist davon auszugehen, dass mit anderen der in Abschnitt 2.4.3 beschriebenen und derzeit verwendeten Systeme vergleichbare Erkenntnisse gewonnen werden können. Es kann jedoch nicht als zielführend angesehen werden, aufwändige Simulationen mit Menschmodellen wie hier beschrieben für einen Großteil der existierenden Systeme durchzuführen. Vielmehr sollen aus der Simulation mit einem exemplarischen Modell Erkenntnisse für die Gestaltung der unumgänglichen experimentellen Testverfahren gewonnen werden. Dafür wird die verwendete Schutzeinrichtung als tauglich angesehen.

Die Bewegung der Schutzplankenpfosten im Boden während des Anpralls beeinflusst grundsätzlich die von der Schutzeinrichtung auf den menschlichen Körper übertragenen Kräfte.

Diese Bewegung tritt in der Realität trotz der im Vergleich zu einem anprallenden PKW geringen Masse eines Zweiradaufsassen auf. Sie wird jedoch in der Simulation vernachlässigt. Diesbezüglich gelten die Ausführungen zum Einfluss der Schultermodellierung entsprechend. Bei einer vergleichenden Simulation ist durch einen derartigen Fehler keine Verfälschung des abgeleiteten Ergebnis zu erwarten. Bei der Betrachtung verschiedener Typen von Schutzeinrichtungen, beispielsweise bei einer Gegenüberstellung von Betongleitwand und Stahlschutzplanke, würde diese Bewegung eine größere Rolle spielen.

## 5.4 Schlussfolgerungen

Die Auswertung fallbasierter Unfalldatenbanken liefert Grundlagen für die Definition von Anpralltests an Schutzeinrichtungen. Nur unter Verwendung detaillierter Unfalldaten können die dazu notwendigen Aussagen zum Unfallhergang und zur Verletzungsentstehung getroffen werden. Aufgrund der ermittelten kinematischen Größen und Verletzungsmuster wird ein Anprall in liegender Position mit primärer Belastung der oberen Körperhälfte vorgeschlagen. Die Anprallgeschwindigkeit soll dabei 60 km/h und der Anprallwinkel 30 Grad betragen.

Für die numerische Simulation von Unfallvorgängen, die einen Anprall im Bereich des Kopfes einschließen, muss ein Helm modelliert werden. Im hier betrachteten Geschwindigkeitsbereich kann ein solches Modell auf der Grundlage von Messwerten aus Falltests mit Helmen in Anlehnung an die Richtlinie ECE R22 erstellt werden.

Die Abbildung der Interaktion von Kopf und Helm beeinflusst maßgeblich die in Anprallsimulationen ermittelten Belastungskennwerte. Deshalb ist es empfehlenswert, diese Interaktion möglichst realistisch zu modellieren. Dafür soll die Passform eines Helms auf dem menschlichen Kopf simuliert werden, was ein Anpassen des Helmmodells an das Kopfmodell erfordert.

Für die primäre Belastung der oberen Körperhälfte beim Anprall an eine Schutzeinrichtung in liegender Position sind die beiden simulierten räumlichen Orientierungen des Aufsassen denkbar. Beide Anprallkonfigurationen sind mit einem erheblichen Verletzungsrisiko für den Thorax verbunden. Nur dem schrägen Anprall kann darüber hinaus ein hohes Kopfverletzungsrisiko zugeordnet werden. In keiner der beiden Konfigurationen wird die Halswirbelsäule in hohem Maße belastet. Entsprechend der eingangs formulierten Fragestellungen sollen die Anprallsimulationen helfen, Empfehlungen für die zukünftige Durchführung experimenteller Anpralltests an Schutzeinrichtungen abzuleiten. Die Empfehlungen müssen aufgrund der Ergebnisse folgendermaßen lauten:

- Die Thoraxbelastung soll grundsätzlich in derartigen Anpralltests bewertet werden.
- Der schräge Anprall kann zur Bewertung der Thoraxbelastung genutzt werden.

Damit kann auf die Definition von explizit auf die Thoraxbelastung abzielenden Anprallkonfigurationen verzichtet werden. Vielmehr sollte die Bewertung des Verletzungsrisikos für den Thorax in die Tests in der gängigen schrägen Anprallkonfiguration einbezogen werden.

Ein möglicher Nachteil dieser Beschränkung auf eine Konfiguration ist, dass ein Unterzug und seine Anbindung sehr steif ausgeführt werden könnten, ohne dass eine erhöhte Thoraxbelastung in der ersten Phase des Anpralltests zu verzeichnen wäre. In diesem Fall würde aber die Belastung des Kopfes beim schrägen Anprall deutlich zunehmen. Aus diesem Grund kann die Beschränkung auf den schrägen Anprall dennoch empfohlen werden.

Für die Durchführung experimenteller Anpralltests in der Praxis ist der Testaufwand von großer Bedeutung. Ein zusätzlicher Test, beispielsweise in einer neu definierten Anprallkonfiguration, würde den nötigen Aufwand enorm ansteigen lassen. Dies würde die Prüfung aller neu einzubauenden Schutzsysteme erschweren. Aus diesem Grund wird empfohlen, die Bewertung der Thoraxbelastung in die gängige schräge Anprallkonfiguration mit einzubeziehen. Dadurch würden die nötigen Testumfänge nicht ansteigen.

Die Durchführung von verletzungsmechanisch validen Anpralltests erlaubt eine Bewertung der tatsächlichen Belastungen des menschlichen Körpers im Falle eines Anpralls. Diese Anstrengung zielt auf die Optimierung des Schutzes von Zweiradaufsassenden bei einem Anprall in Pfostennähe. Der Anprall an den Pfosten einer Schutzeinrichtung ist grundsätzlich mit dem Anprall an ein Objekt wie Baum oder Pfahl vergleichbar. Gelingt in der Folge eine Optimierung des Schutzes beim Pfostenanprall, so hat dies auch Auswirkungen auf die Bewertung des Anpralls an einen Baum oder Pfahl. Nach den Ergebnissen der Auswertung fallbasierter Datenbanken kann mit herkömmlichen Schutzeinrichtungen (ohne Unterzug) kein befriedigender Schutz von Zweiradaufsassenden vor einem Baum-/Pfahlanprall erreicht werden. Der Einbau von Schutzeinrichtungen wird grundsätzlich dort in Erwägung gezogen, wo Bäume oder Pfähle sich in der Umgebung der Fahrbahn befinden. Mit einem optimierten Schutz beim Pfostenanprall wäre eine Bedingung erfüllt, um den Einbau von Schutzeinrichtungen mit Unterzug an diesen Stellen aus der Sicht von Zweiradaufsassenden empfehlen zu können.

Für die Umsetzung der in den Simulationen gewonnenen Erkenntnisse in experimentellen Anpralltests ist die Verwendung eines geeigneten anthropomorphen Messgeräts notwendig. Bisher ist kein solcher Dummy speziell für den Schutzeinrichtungsanprall von Zweiradaufsassenden entwickelt worden. Im Hinblick auf die mit einer Neuentwicklung eines Dummys verbundenen Kosten ist dies auch für die Zukunft als unrealistisch zu betrachten. Der einzige momentan verfügbare Crashtest-Dummy in stehender Ausführung ist der Hybrid III. Mit diesem Dummy können Anpralltests an Schutzeinrichtungen in liegender Position durchgeführt werden. Beim Hybrid-III-Dummy handelt es sich ursprünglich um ein Messgerät für den frontalen Aufprall als Fahrzeuginsasse. Es muss bei seiner Verwendung für den Anprall an Schutzeinrichtungen in liegender Position ein Anpassen an den Einsatzzweck in Betracht gezogen werden. Dies betrifft in erster Linie die Auswertung einer Messgröße zur Bewertung der Thoraxbelastung. Damit verbunden ist die Forderung nach einem möglichst

realistischen Verhalten der Schulterregion unter lateraler Belastung. Die von Peldschus et al. [70] vorgeschlagenen Modifikationen des Hybrid III zur Einbeziehung der Thoraxbelastung in die Auswertung werden für derartige Tests als angemessen angesehen.

Mit der vergleichenden Simulation unter Verwendung eines Menschmodells steht eine Methode zur Verfügung, die besonders geeignet zur Bearbeitung der eingangs formulierten Fragestellungen ist. Alternative Methoden zur Beantwortung dieser Fragen stehen momentan nicht zur Verfügung. Die in Frage kommenden Crashtest-Dummys bilden die untersuchte Verletzungsmechanik nicht adäquat ab. Versuche mit Leichen wären geeignet zur Untersuchung der Fragestellungen. Die einzige experimentelle Arbeit mit PMTO zum Schutzeinrichtungsanprall liegt jedoch mehr als 20 Jahre zurück [84]. Neue Untersuchungen mit dieser Methode zu speziellen Fragestellungen, die nicht als Grundlage breit gefächerter Erkenntnisverwertung dienen, sind derzeit schwer vorstellbar.

In der vergleichenden Simulation werden die potentiellen Abbildungsfehler minimiert. Für die Ermittlung absoluter Kennwerte, wie z.B. Verletzungsrisiken ist die Simulation mit Menschmodellen dagegen nur eingeschränkt einsetzbar. Diese Einschränkung steht momentan der virtuellen Bewertung von Schutzfunktionalitäten im Weg, ebenso wie die Handhabbarkeit der Menschmodelle und eine mangelnde Überprüfbarkeit der Simulationsqualität.



# Kapitel 6

## Ausblick

Zum Schutz eines Zweiradaufsassens im Falle eines Anpralls an eine Schutzeinrichtung in liegender Position sind in der Vergangenheit konstruktive Maßnahmen entwickelt worden (vgl. Abschnitte 2.4.2 und 2.4.3). Die Entwicklung von Testverfahren zur Bewertung der Wirksamkeit von derartigen Zusatzausrüstungen an Schutzeinrichtungen war Gegenstand verschiedener Forschungsprojekte [18, 23, 38, 73]. Diese Anstrengungen werden im europäischen Forschungsprojekt APROSYS fortgesetzt [65]. Ziel ist es dabei, Anpralltests zur experimentellen Untersuchung von Schutzeinrichtungen unter Verwendung von Crashtest-Dummys zu definieren. Im Rahmen des Projektes sollen auf europäischer Ebene Richtlinien für die Etablierung einer Norm für solche Tests entwickelt werden.

Dabei fließen die hier beschriebenen Erkenntnisse in den Entwicklungsprozess ein. Als einzige Anprallkonfiguration wird dabei der schräge Anprall berücksichtigt [66]. Abbildung 6.1 enthält die Darstellung des Aufbaus eines in diesem Rahmen von der Fundación CIDAUT durchgeführten Anpralltests. Der Anprall erfolgt in diesem Test an eine Schutzplanke mit Unterzug. Der Aufsasse wird durch den Hybrid-III-Dummy repräsentiert. Die Schulter des Dummys entspricht dabei der von Peldschus et al. [70] vorgeschlagenen Modifikation. In Verbindung mit der Modifikation wird bei diesem Testaufbau die Erfassung des Verletzungsrisikos für den Thorax geprüft. Der Hybrid-III-Dummy verfügt über keine Messstellen zur Erfassung der lateralen Thorax-Kompression. Als Messwerte zur Bewertung der Thorax-Belastung werden deshalb die Beschleunigungen der Brustwirbel in Richtung der Transversalachse in Betracht gezogen. Eine solche Messung stellt einen ersten, verwirklichtbaren Ansatz dar. Die Validität der ermittelten Messwerte und der Bezug zum Verletzungsrisiko sollten in Zukunft Gegenstand der Forschung sein.

Zukünftige Untersuchungen zum Anprall von Zweiradaufsassens an Schutzeinrichtungen sollten sich neben dem Anprall in liegender Position auch dem in aufrechter Fahrposition widmen. Dazu sind zur Reduktion der Rechenzeiten eventuell andere Menschmodelle nötig, da ein solcher Anprall mit komplexeren, länger andauernden Bewegungen verbunden ist.



**Abbildung 6.1:** Aufbau eines von der Fundación CIDAUT durchgeführten Tests zur Vorbereitung einer europäischen Norm (aus [70])

Die detaillierte Simulation von Verletzungsmechanismen ist besonders geeignet für die Rekonstruktion von Unfällen und die dabei aufgetretenen Verletzungen [51, 80]. Menschmodelle auf Basis der Finiten-Elemente-Methode können auch zur Rekonstruktion von Unfällen motorisierter Zweiradbenutzer verwendet werden [67]. Dazu empfiehlt sich die Anwendung eines Menschmodells in Verbindung mit dem entwickelten Helmmodell.

Für Analysen von Kopfverletzungsmechanismen, die über den in dieser Arbeit beschriebenen Genauigkeitsgrad hinausgehen, können detailliertere Finite-Elemente-Modelle des Kopfes verwendet werden. Solche Modelle wurden z.B. an der Straßburger Universität [74] und an der Wayne State University in Detroit [87] entwickelt. Sie berücksichtigen die Abbildung von deutlich mehr Strukturen als das HUMOS-Kopfmodell. Vor allem betrifft dies die Modellierung der Dura mater und des Liquor cerebrospinalis. Derartige Modelle sind aktuell allerdings nicht in Verbindung mit einem Ganzkörpermodell verfügbar. Hier empfiehlt sich der Ansatz der Simulation von Anprallvorgängen in mehreren Schritten unter Verwendung verschiedener Modelle.

Die vorgestellte Simulationsmethode kann in Zukunft dahingehend ausgebaut werden, dass ein Vergleich verschiedener Anprallobjekte ermöglicht wird. Dies würde die im Abschnitt 5.1 beschriebene Bewertung des Anpralls an einen Baum bzw. Pfahl im Vergleich zum Anprall an eine Betongleitwand bzw. Stahlschutzplanke ermöglichen. Auch der Vergleich der Systeme Gleitwand und Schutzplanke untereinander beim Anprallvorgang würde dadurch ermöglicht. Die Voraussetzung für derartige Vergleiche verschiedener Anprallobjekte ist die genaue Abbildung der unterschiedlichen Randbedingungen. Dies betrifft z.B. die in Abschnitt 5.3.3 diskutierte Pfostenbewegung im Erdreich.

Mit dem Finite-Elemente-Menschmodell können potentiell auch andere Maßnahmen zum Schutz von Zweiradaufsassenden bei einem Anprall untersucht werden. Z.B. ist eine Ausweitung der Anprallsimulation auf die vergleichende Betrachtung des Schutzvermögens von Helmen denkbar. Ebenso könnte sich eine solche Untersuchung auf die Schutzausrüstung an Gelenken oder am Rücken, wie sie von Motorradfahrern getragen wird, erstrecken.

# Kapitel 7

## Zusammenfassung

Die Verletzungsfolgen motorisierter Zweiradfahrer aufgrund von Straßenverkehrsunfällen sind schwerwiegend und häufig. Ihre Reduktion stellt weltweit eine große Herausforderung für die weitere Verbesserung der Verkehrssicherheit dar. Die Elemente der Straßenausstattung können in Zweiradunfällen direkt an der Verletzungsentstehung beteiligt sein, wenn es zum Anprall eines Aufsassen kommt. Dieser Sachverhalt spielte in der Vergangenheit bei der Gestaltung von Schutzeinrichtungen an Straßen, wie z.B. Schutzplanken, eine untergeordnete Rolle. Vielmehr wurden Schutzplanken hinsichtlich ihrer passiven Schutzfunktion meist nur für Insassen mehrspuriger Fahrzeuge optimiert.

Deshalb wurde die Entwicklung von Zusatzausrüstung zum Schutz von Zweiradaufsassen beim Anprall an eine Schutzeinrichtung notwendig. Die Wirksamkeit solcher konstruktiven Maßnahmen konnte in der Vergangenheit allerdings weder mit Hilfe von Unfalldaten noch durch geeignete biomechanische Untersuchungsmethoden belegt werden. Zur Lösung dieses Problems wird in der vorliegenden Arbeit eine neue, unter traumatomechanischen Gesichtspunkten valide Methode zur Untersuchung der Interaktion eines Zweiradaufsassen mit Elementen der Straßenausstattung im Falle eines Anpralls entwickelt. Die Methode basiert auf der numerischen Crash-Simulation unter Einsatz eines Finite-Elemente-Menschmodells. Dabei werden

- die kinematischen Größen im Realunfall,
- die Verletzungsmuster im Realunfall,
- der Einfluss eines Helmes und
- die Verletzungsmechanik des menschlichen Körpers

berücksichtigt.

Für eine detaillierte Untersuchung von Anprallvorgängen mit Hilfe der Simulation müssen geeignete physikalische Randbedingungen definiert werden. Zu diesem Zweck werden durch Auswertung von vier fallbasierten Datenbanken Unfälle analysiert, in denen ein Zweiradaufsassende an Elemente der Straßenausstattung prallte. Es stehen die Daten von insgesamt 1011 Unfällen motorisierter Zweiräder zur Verfügung. Nach den gewonnenen Erkenntnissen zieht der Anprall an einen Baum oder Pfahl vergleichbar schwere Verletzungen nach sich wie der Anprall an eine Schutzeinrichtung. Dies ist als unbefriedigend anzusehen, da es zur Funktion der Schutzeinrichtung gehört soll, einen Anprall an Bäume bzw. Pfähle zu vermeiden. Als Ausgangspunkt für die numerische Simulation wird der Anprall eines zu Fall gekommenen und auf der Straßenoberfläche rutschenden Aufsassen in der Nähe eines Schutzplankenpfostens gewählt. Auf Basis der Unfalldatenauswertung werden eine Kollisionsgeschwindigkeit von 60 km/h und ein Anprallwinkel von 30 Grad als Randbedingungen bestimmt. Unter Berücksichtigung der Verletzungshäufigkeit und der potentiell möglichen Verletzungsschwere werden die Kopf-, Nacken- und Thoraxregion für diese Art von Anprall als primär zu betrachtende Körperregionen definiert.

Auf ein solches Szenario konzentrierte sich die Entwicklung von Zusatzausrüstung an Schutzeinrichtungen in der Vergangenheit. Als Ergebnis wurden bereits Verfahren für experimentelle Anpralltests zur Bewertung der Wirksamkeit der Zusatzausrüstung vorgestellt. Für experimentelle Tests werden anthropomorphe Messgeräte (Crashtest-Dummies) verwendet. Entsprechend der Angaben aus der Literatur stehen zwei verschiedene Orientierungen der Longitudinalachse des Aufsassen zur Debatte. Die schräge Orientierung zielt dabei hinsichtlich des Verletzungsrisikos auf die Belastung der Kopf- und Nackenregionen und die seitliche Orientierung auf die Belastung des Thorax. Im Hinblick auf derartige Testverfahren werden folgende Fragestellungen mit Hilfe der Simulation untersucht:

- Kann jede der untersuchten Aufsassen-Orientierungen der primären Belastung bestimmter Körperregionen zugeordnet werden?
- Ist der untersuchte Anprall generell mit einem hohen Verletzungsrisiko für den Thorax verbunden?

Das Ziel der Untersuchung ist das Erarbeiten von Empfehlungen für zukünftige experimentelle Testverfahren zur Bewertung der Wirksamkeit von Zusatzausrüstung an Schutzeinrichtungen.

Der Zweiradaufsassende wird in dieser Arbeit von dem Menschmodell HUMOS, das für die Software Pamcrash entwickelt wurde, repräsentiert. Die Verwendung dieses Modells als Zweiradaufsassende erfordert die Entwicklung eines geeigneten Helmmodells. Dafür wird, basierend auf einer bestehenden Geometrie, das numerische Modell eines aktuellen Helmes erstellt. Zur Validierung des numerischen Modells werden die Ergebnisse aus experimentellen Falltests verwendet. Zwei Versuche bei verschiedenen Aufprallgeschwindigkeiten stehen dafür zur Verfügung. Mit der Verwendung eines dehnratenabhängigen Spannungs-Dehnungs-Zusammenhangs für den Absorptionsschaum können beide Versuche sehr gut

nachgebildet werden. Somit kann das Helmmodell für verschiedene Anprallgeschwindigkeiten verwendet werden. Der Einsatz eines Helmmodells in Verbindung mit dem Modell eines menschlichen Kopfes erfordert eine genaue Modellierung der Kopf-Helm-Interaktion. Eine Abbildung über eine unbewegliche Verbindung erfordert zwar keine spezifische Anpassung des Helmmodells an das Kopfmodell. Sie ist aber für die Simulation des Anpralls an Schutzeinrichtungen ungeeignet. In der vorliegenden Arbeit wird eine im Vergleich dazu deutlich realistischere Modellierung für den Kopf-Helm-Verbund entwickelt. Dies kann über die veränderten Rotationswinkel des Kopfes in der Anprallsimulation belegt werden.

Die Anprallsimulationen mit dem Menschmodell, dem Helmmodell und dem Modell einer Schutzplanke mit Zusatzausrüstung ergeben, dass die Belastungen des Thorax für beide untersuchte Aufsassen-Orientierungen vergleichbar groß sind. Deshalb wird für weitere derartige Untersuchungen vorgeschlagen, auf experimentelle Tests in der seitlichen Orientierung eines Dummys verzichten.

Zukünftige Arbeiten auf diesem Gebiet sollten sich auf die Longitudinalachsen-Orientierung, die vormals ausschließlich der Belastung der Kopf- und Nackenregionen gewidmet war, konzentrieren. Diese Erkenntnis erlaubt eine Begrenzung des Test- und Entwicklungsaufwandes für Zusatzausrüstung an Schutzeinrichtungen.

Unabhängig von der räumlichen Orientierung des Aufsassenmodells sind unter den gewählten Anprallbedingungen die Thoraxbelastungen hoch. Eine alleinige Bewertung der Verletzungsrisiken für Kopf und Nacken, wie sie in der Literatur hauptsächlich zu finden ist, erscheint für Anpralltests deshalb ungeeignet. Deshalb wird gefordert, dass ein einzusetzender Crashtest-Dummy über geeignete Möglichkeiten zur Bewertung der Thoraxbelastung verfügen muss, was bis dato nicht der Fall ist.

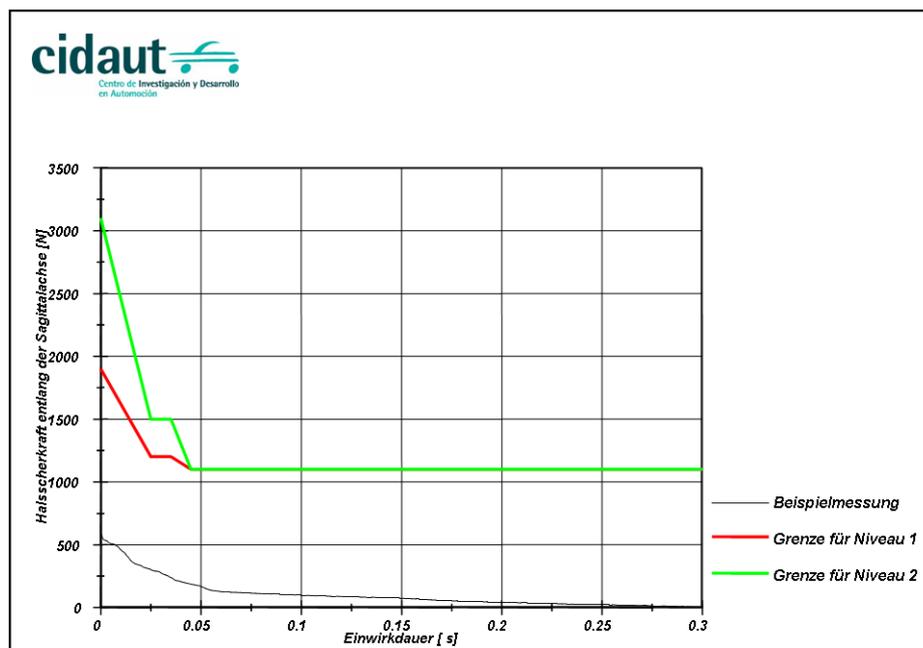
Mit der entwickelten Methode wird erstmals die Notwendigkeit einer zusätzlichen Messstelle an einem Dummy nachgewiesen. Des Weiteren wird die bisher offene Frage nach der geeigneten räumlichen Orientierung des Aufsassenmodells beantwortet. Damit wird ein wichtiger Beitrag zur Entwicklung biomechanisch valider Anpralltests für die Bewertung der Wirksamkeit von Schutzmaßnahmen geleistet.

Das biomechanische Grundlagenwissen zur Beantwortung derartiger Fragestellungen war bisher nicht ausreichend, da im Gegensatz zu anderen Bereichen der passiven Straßenverkehrssicherheit Erfahrungen aus Versuchen mit post-mortalen Testobjekten (PMTO) fast gänzlich fehlen. Der entwickelte Simulationsansatz ergänzt hier das Spektrum anwendbarer Methoden. Diese Simulationsmethode erlaubt es, bisher nicht verfügbare Einblicke in die dynamischen Zusammenhänge der Verletzungsentstehung beim Anprall eines menschlichen Körpers an Elemente der Straßenausstattung deutlich zu zeigen. Solche Simulationen mit Menschmodellen auf Basis der Methode der Finiten Elemente können zukünftig sowohl zur Verletzungsprädiktion als auch zur Rekonstruktion von Unfällen motorisierter Zweiräder angewendet werden.



# Anhang A

## Anpralltest nach spanischer Norm



**Abbildung A.1:** Korridore der Limits für Halsscherkräfte (Sagittalachse) in spanischer Norm (nach [70])

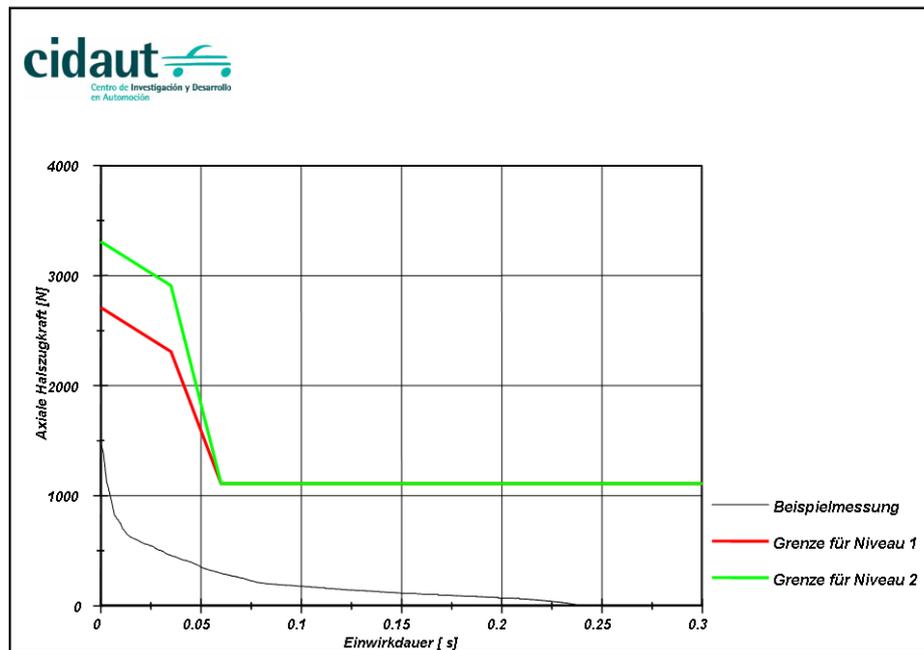


Abbildung A.2: Korridore der Limits für Halszugkraft (Longitudinalachse) in spanischer Norm (nach [70])

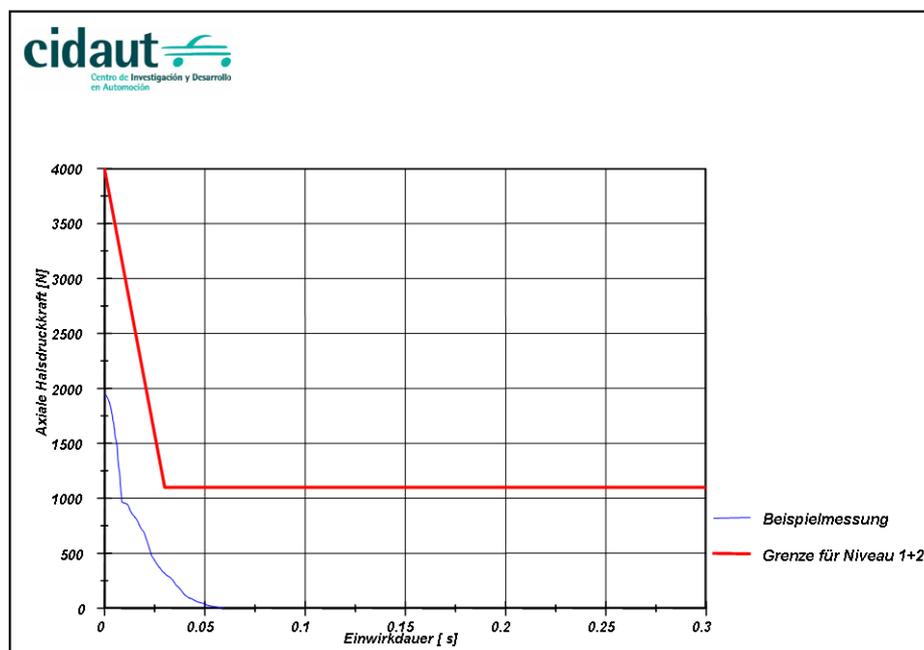


Abbildung A.3: Korridore der Limits für Halsdruckkraft (Longitudinalachse) in spanischer Norm (nach [70])

# Anhang B

## Materialbeschreibung Absorptionsschaum

```
-----  
$-----  
MATER / 99000001      21 7.0000000000E-08      1      2      1      0  
                                3.0      0  
NAME foam_Padding  
0.18      -1.00E+20 0.82      0.0      0.05      0 8.000E-04      1  
99009601      0      0      0      0      0      0      0      0      0  
0.0      0.0      0.0      0.0      0.0      0.0      0.0      0.0  
  
7.29927E-41.0      0.0 0.0 0.0 0.0 0.0      0.0      0.00 0.0  
$---5---10---5---20---5---30---5---40---5---50---5---60---5---70---5---80
```

*Abbildung B.1: Materialkarte des Absorptionsschaums - Pamcrash Materialtyp 21*

Dehnung	Spannung [Pa]
0	0
0,013	93995,60156
0,0204	138497
0,0277	171689
0,036952	208575
0,045702	236616
0,054451	260343
0,066219	286226
0,08019	296126
0,107346	308871
0,152606	322774
0,191178	325539
0,231049	329497
0,272963	337411
0,312322	345326
0,350659	353240
0,391276	361199
0,433817	365918
0,471	371337
0,513727	375738
0,549213	393341
0,592664	415345
0,640461	446151
0,678119	485758
0,724928	552014
0,777689	695910
0,825316	894923
0,8652	1183670
0,894596	1457410
0,921	1796200
0,938	2107440
0,947	2472840
0,958	3000000
0,967	3661790
0,974	4222150
0,979	5880220

**Tabelle B.1:** Wertepaare der Spannungs-Dehnungs-Funktion für den Absorptionsschaum

# Literaturverzeichnis

- [1] *DIN EN 1317: Rückhaltesysteme an Straßen. Deutsche und europäische Norm*
- [2] *DIN EN 1621-Teil1: Motorradfahrerschutzbekleidung gegen mechanische Belastung. Deutsche und europäische Norm*
- [3] *ISO13232: Motorcycles - Test and analysis procedures for research evaluation of rider crash protective devices fitted to motorcycles. Internationale Norm*
- [4] *Richtlinie ECE R22, Version 05: Prüfung von Schutzhelmen*
- [5] *Etudes des accidents de motocyclistes avec choc contre glissières métalliques. Projet de note de synthèse / Service d'Etudes Techniques des Routes et Autoroutes (SETRA). 1998. – Forschungsbericht*
- [6] *Final report of the Motorcyclists and Crash Barriers Project / Federation of European Motorcyclists Associations (FEMA). 2000. – Forschungsbericht*
- [7] *HUMOS-I, Final Report. 2000 ( 7PSA / 001123 / P1 / DA1). – Forschungsbericht*
- [8] *MAIDS In-depth investigation of accidents involving powered two wheelers. Final Report 1.1 / Association des Constructeurs Européens de Motocycles (ACEM). 2004. – Forschungsbericht*
- [9] *“From Arctic to Mediterranean” – First pan-European Progress Report / European Road Assessment Programme (EuroRAP). 2005. – Forschungsbericht*
- [10] *European Road Safety Action Programme Mid-Term Review. Mitteilung 74 der Europäischen Kommission, Februar 2006*
- [11] *Statistisches Jahrbuch. Statistisches Bundesamt, 2006*
- [12] *Action Plan to Reduce Motorcycle Fatalities. Bericht DOT HS 810 855 des U.S. Department of Transportation, Oktober 2007*

- [13] Annual Statistical Report 2006 / Kuratorium für Verkehrssicherheit, National Technical University of Athens, Stichting Wetenschappelijk Onderzoek Verkeersveiligheid, Transport Research Laboratory; SafetyNet Project – Building the European Road Safety Observatory. 2007. – Forschungsbericht
- [14] *Young people and motorbikes – unsafe at any speed*. Pressemitteilung der Weltgesundheitsorganisation, April 2007
- [15] Association for the Advancement of Automotive Medicine (AAAM): *Abbreviated Injury Scale – 1990 Revision*. 1990
- [16] BECKER, G. W., BRAUN, D.: *Polystyrol*. München Wien : Carl Hanser Verlag, 1996 (Kunststoff Handbuch Band 4)
- [17] BERG, F. A., RÜCKER, P., GAERTNER, M., KOENIG, J., GRZEBIETA, R., ZOU, R.: Motorcycle Impacts into Roadside Barriers – Real-World Accident Studies, Crash Tests and Simulations Carried out in Germany and Australia. In: *Proceedings of the 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. 2005
- [18] BOUQUET, R., RAMET, M., DEJAMMES, M.: Protocole d'essais de dispositifs de retenue assurant la sécurité des motocyclistes LBSU N°9807 / Laboratoire d'essais INRETS Equipements de la Route. 1998. – Forschungsbericht
- [19] BÜRKLE, H., BERG, F. A.: *Anprallversuche mit Motorrädern an passiven Schutzeinrichtungen*. Bremerhaven : NW-Verlag, 2001
- [20] BRUN-CASSAN, F., PINCEMAILLE, Y., MACK, P., TARRIERE, C.: Contribution and evaluation of criteria proposed for thorax-abdomen protection in lateral impact. In: *Proceedings of the 11th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. 1987
- [21] Bundesverkehrsministerium: *Technische Lieferbedingungen fuer Schutzplankenpfostenummantelungen (TL-SPU 93)*. 1993
- [22] CHINN, B., CANAPLE, B., DERLER, S., DOYLE, D., OTTE, D., SCHULLER, E., WIL-LINGER, R.: Motorcycle Safety Helmets / COST 327. 2001. – Forschungsbericht
- [23] CIDAUT Fundación para la Investigación y Desarrollo en Automoción: *UNE 135900-1 Assessment of motorcyclists' protection systems performance situated in safety roadside barriers and pretils. Spanische Norm*. 2005
- [24] COMPAGNE, J.: MAIDS – the first results of a European motorcycle in-depth accident study. In: *Tagungsband der 5. Internationalen Motorradkonferenz*. 2004

- [25] DOMHAN, M.: Guardrails and Passive Safety for Motorcyclists. In: *Proceedings of the Vehicle Highway Infrastructure: Safety Compatibility, Society of Automotive Engineers International Congress and Exposition*. 1987
- [26] DUNCAN, C., CORBEN, B., TRUEDSSON, N., TINGVALL, C.: Motorcycle and Safety Barrier Crash-Testing: Feasibility Study. 2001. – Report for Australian Transport Safety Bureau
- [27] ELLMERS, U.: Guardrail post-protection for improving the safety of motorcycle riders. In: *Proceedings of the International Conference Traffic Safety on Two Continents*. 1997
- [28] ELLMERS, U.: Verbesserung der Sicherheit für Motorradfahrer durch Ummantelung der Schutzplankenpfosten. In: *Motorrad*. Düsseldorf : VDI-Gesellschaft Fahrzeug-und Verkehrstechnik, 1994 (VDI-Berichte 1159)
- [29] ESI Group: *PAM-CRASH SOLVER NOTES*. 2005
- [30] ESI Group: *PAM-CRASH SOLVER REFERENCE*. 2005
- [31] European New Car Assessment Programme (EuroNCAP): *Assessment Protocol and Biomechanical Limits*. 2004
- [32] FATTORINI, F., CICINNATI, L., DONATI, G.: New concepts and materials for passive safety of motorcyclists. In: *Proceedings of the European Road Congress*. 2004
- [33] Forschungsgesellschaft für Straßen- und Verkehrswesen: *Richtlinie für passive Schutzeinrichtungen an Straßen*. 1989. – FGSV Verlag
- [34] GABLER, H. C.: The Risk of Fatality in Motorcycle Crashes with Roadside Barriers. In: *Proceedings of the 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. 2007
- [35] GARCIA, D.: APROSYS SP4.2: Proposal of a new standard. Deliverable 4.2.3. / APROSYS SP4 – Motorcycle Accidents. 2008. – Forschungsbericht
- [36] GIBSON, T., BENETATOS, G. E.: Motorcycles and crash barriers – Prepared by Human Impact Engineering for the Barriers to Safety campaign / NSW Motorcycle Council. Sydney, Australien, 2000. – Forschungsbericht
- [37] GRAW, M., KÖNIG, H. G.: Fatal pedestrian-bicycle collisions. In: *Forensic Sci Int* 126 (2002), Nr. 3, S. 241–247
- [38] GÄRTNER, M., RÜCKER, P., BERG, F. A.: *Entwicklung und Prüfung der Anforderungen an Schutzeinrichtungen zur Verbesserung der Sicherheit von Motorradfahrern*. Bremerhaven : NW-Verlag, 2006

- [39] HELL, W., LOB, G.: Typical injury patterns of motorcyclists in different crash types – effectiveness and improvements of countermeasures. In: *Proceedings of the 37th Congress of the American Association for Automotive Medicine*. 1993
- [40] HOEGLINGER, S., ANGERMANN, A., WEISS, V., YANNIS, G., EVGENIKOS, P., BOS, N., REURINGS, M., BROUGHTON, J., LAWTON, B., WALTER, L.: Traffic Safety Basic Facts 2006 / SafetyNet Project – Building the European Road Safety Observatory. 2007. – Forschungsbericht
- [41] IBITOYE, A. B., RADIN-UMAR, R., WONG, S. V., HAMOUDA, A. M. S.: Crash Injury Investigation of Motorcycle Accidents against Guardrail. In: *Proceedings of the International Crashworthiness Conference*
- [42] JESSL, P.: Anprallversuche an Leitplanken mit Dummies. In: KOCH, H. (Hrsg.): *Passive Sicherheit für Zweiradfahrer*. Bochum : Institut für Zweiradsicherheit, 1987
- [43] KLÖCKNER, R., ELLMERS, U.: Motorcycle Collisions with Road Restraint Systems. In: *Tagungsband der 4. Internationalen Motorradkonferenz*. 2002
- [44] KÖNIG, J., RÜCKER, P., BERG, F. A.: APROSYS SP4 – erste Ergebnisse des Europäischen Projekts zur Erhöhung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder. In: *Tagungsband der 6. Internationalen Motorradkonferenz*. 2006
- [45] KOCH, H., SCHUELER, F.: Reduction of Injury Severity Involving Guardrails by the Use of Additional W-Beams, Impact Attenuators and 'Sigma-Posts' as a Contribution to the Passive Safety of Motorcyclists. In: *Proceedings of the 11th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. 1987
- [46] *Kapitel Rechnerische Simulation*. In: KRAMER, F.: *Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen*. Wiesbaden : Vieweg Verlag, 2006
- [47] KUPPA, S., EPPINGER, R. H., MCKOY, F., NGUYEN, T., PINTAR, F. A., YOGANANDAN, N.: Development of Side Impact Thoracic Injury Criteria and Their Application to the Modified ES-2 Dummy with Rib Extensions (ES-2re). In: *Proceedings of the 47th Stapp Car Crash Conference*
- [48] MACDONALD, M. D.: Motorcyclists and roadside safety hardware. In: *Proceedings of the Roadside Safety Features A2A04 Committee Meeting*. 2002
- [49] MCELHANEY, J. H., MYERS, B. S.: Biomechanical Aspects of Cervical Trauma. In: NAHUM, A. M., MELVIN, J. W. (Hrsg.): *Accidental Injury*. Berlin, Heidelberg, New York : Springer, 1993, S. 311 – 361
- [50] MELVIN, J. W., LIGHTHALL, J. W., UENO, K.: Brain Injury Mechanics. In: NAHUM, A. M., MELVIN, J. W. (Hrsg.): *Accidental Injury*. Berlin, Heidelberg, New York : Springer, 1993, S. 268 – 291

- [51] MERTEN, K. von: Using HUMOS2 model for the reconstruction of accidents with thoracical injuries. In: *Journal of Biomechanics* 39, supplement 1 (2006), S. 165
- [52] MERTEN, K. von: *Verringerung des Risikos von Thoraxverletzungen beim PKW-Seitenaufprall – FEM Simulationen mit dem Menschmodell HUMOS*, LMU München, Diss., 2008
- [53] MERTEN, K. von, PELDSCHUS, S., MUGGENTHALER, H., GRAW, M.: Computer-gestützte Simulation von Verletzungsmechanismen. In: *Rechtsmedizin* (2008). – In press: DOI - 10.1007/s00194-008-0557-0
- [54] MILLS, N. J., GILCHRIST, A.: Oblique Impacts on Bicycle Helmets. In: *Proceedings of the IRCOBI International Conference on the Biomechanics of Injury*. 2006
- [55] MUGGENTHALER, H., MERTEN, K. von, PELDSCHUS, S., HOLLEY, S., ADAMEC, J., PRAXL, N., GRAW, M.: Experimental tests for the validation of active numerical human models. In: *Forensic Sci Int* 177 (2008), Nr. 2 – 3, S. 184 – 191
- [56] MUGGENTHALER, H.: *Einfluss der Muskelaktivität auf die Kinematik des menschlichen Körpers und die Deformationseigenschaften des Muskels: Versuch und Simulation*, LMU München, Diss., 2006
- [57] National Highway Traffic Safety Administration: *Federal Motor Vehicle Safety Standard No. 201 - Occupant Protection in Interior Impact*. 2000
- [58] NEWMAN, J. A.: Biomechanics of Human Trauma: Head Protection. In: NAHUM, A. M., MELVIN, J. W. (Hrsg.): *Accidental Injury*. Berlin, Heidelberg, New York : Springer, 1993, S. 292 – 310
- [59] NIEBOER, J., GOUDSWAARD, A., WISMANS, J., JANSSEN, E., VERSMISSEN, A.: Computer Simualtion of Motorcycle Airbag Systems. In: *Proceedings of the 13th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. 1991
- [60] NIKOLAUS, H., ZIEGLER, U.: Aktiver und passiver Unfallschutz für Motorradfahrer. In: *Zeitschrift für Verkehrssicherheit* 47 (2001), S. 24 – 26
- [61] OTTE, D.: Technisch-medizinische Zusammenhänge bei Verkehrsunfällen von Motorradfahrern. In: *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik, Fachblatt für Kraftfahrzeug-Sachverständige, Experten für Straßenverkehr, Kfz.-Technik und Transportwesen* 6 (2004), S. 77 – 83
- [62] OTTE, D., SUREN, E., APPEL, H.: Leitplankenverletzungen bei motorisierten Zweiradbenutzern. In: *Zeitschrift für Verkehrssicherheit* 32 (1986), S. 86 – 87
- [63] OTTE, D., SUREN, E. G., APPEL, H.: Lösungsansätze zur Verbesserung der Verletzungssituation des motorisierten Zweiradbenutzers. In: KOCH, H. (Hrsg.): *Passive Sicherheit für Zweiradfahrer*. Bochum : Institut für Zweiradsicherheit, 1987

- [64] OUELLET, J.: Environmental Hazards in Motorcycle Accidents. In: *Proceedings of the 26th Congress of the American Association for Automotive Medicine*. 1982
- [65] PELDSCHUS, S., BIDAL, S., KOENIG, J.: APROSYS SP4.2: Injury Mechanisms. Deliverable 4.2.2. / APROSYS SP4 – Motorcycle Accidents. 2008. – Forschungsbericht
- [66] PELDSCHUS, S., E.SCHULLER, GARCIA, D., PEREZ-MAGALLON, B., MANSILLA, A.: Development of a Crash-Test Standard in Motorcycle Safety Using a Human Model. In: *Proceedings of the Conference on Digital Human Modelling in Design and Engineering*. SAE, 2008 ( 08DHM-0042)
- [67] PELDSCHUS, S., SCHULLER, E.: Simulation des Anpralls von Motorradfahrern an Straßenschutzeinrichtungen mit Hilfe eines numerischen Menschmodells. In: *Tagungsband der 6. Internationalen Motorradkonferenz*. 2006
- [68] PELDSCHUS, S.: APROSYS SP4.1: Report on accident scenarios for motorcycle-motorcyclist-infrastructure interaction. State-of-the-art. Future research guidelines. Deliverable 4.1.3. AP-SP41-0003 / APROSYS SP4 – Motorcycle Accidents. 2005. – Forschungsbericht
- [69] PELDSCHUS, S., MERTEN, K. von, SCHULLER, E.: Anwendung der numerischen Simulation von Verletzungsmechanismen des Thorax in der Entwicklung von Schutzsystemen für Zweiradfahrer. In: *Fahrzeugsicherheit – Innovativer Kfz-Insassen- und Partnerschutz*. Düsseldorf : VDI-Gesellschaft Fahrzeug-und Verkehrstechnik, 2007 (VDI-Berichte 2013)
- [70] PELDSCHUS, S., SCHULLER, E., KOENIG, J., GAERTNER, M., GARCÍA, D., MANSILLA, A.: Technical Bases for the Development of a Test Standard for Impacts of Powered Two-Wheelers on Roadside Barriers. In: *Proceedings of the 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. 2007
- [71] PIERIBATTESTI, F., LESCURE, B.: Glissieres metalliques et securite des motocyclistes / Service d'Etudes Techniques des Routes et Autoroutes (SETRA). 1999 ( Circulation securite equipement exploitation 118). – Note d'information
- [72] POTHIN, K., DESIRE, G.: Les glissieres metalliques dans l'accidentologie des motocyclistes: Etude d'enjeu a partir du fichier national des accidents / Service d'Etudes Techniques des Routes et Autoroutes (SETRA). 1997. – Forschungsbericht
- [73] QUINCEY, R., VULIN, D., MOUNIER, B.: Motorcycle Impacts with Guardrails. In: *Transportation Research Circular*. Washington : Transportation Research Board/National Research Council, 1988
- [74] RAUL, J. S., BAUMGARTNER, D., WILLINGER, R., LUDES, B.: Finite element modeling of human head injuries caused by a fall. In: *Int J Legal Med* 120 (2006), Nr. 4, S. 212 –218

- [75] RICHTER, M., KRETTEK, C., OTTE, D., WIESE, B., STALP, M., ERNST, S., PAPE, H.: Correlation between Crash Severity, Injury Severity and Clinical Course in Car Occupants with Thoracic Trauma. In: *Journal of Trauma* 50 (2001), Nr. 1, S. 10 – 16
- [76] ROBIN, S.: HUMOS: Human model for safety – A joint effort towards the development of refined human-like car occupant models. In: *Proceedings of the 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*, 2001
- [77] SAJKO, J.: *Entwicklung eines Helmmodells für die Crashsimulation zur Untersuchung von Motorradunfällen*, FH München, Diplomarbeit, 2006
- [78] SALA, G., ASTORI, P.: New concepts and materials for passive safety of motorcyclists. In: *Proceedings of the IRCOBI International Conference on the Biomechanics of Injury*. 1998
- [79] SCHMITT, K.-U., NIEDERER, P., WALZ, F.: *Trauma Biomechanics*. Berlin, Heidelberg, New York : Springer Verlag, 2004
- [80] SCHÖNPFLUG, M.: *Numerische Simulation zur Verletzungsmechanik der unteren Extremität bei einem Pkw-Frontalunfall*, LMU München, Diss., 2004
- [81] SCHÖNPFLUG, M., MERTEN, K. von, MEISTER, M., WERNICKE, P.: Numerical Simulation of Human Kinematics and Injuries in Side Crash Scenarios. In: *Proceedings of the Conference on Digital Human Modelling in Design and Engineering*. SAE, 2004 (04DHM-8)
- [82] SCHNUELL, R., HANDKE, F., GAUSE, B., GOECKE, P., PATZSCHKE, P., PRENZLOW, U., SCHROEDER, T., WIEBESIEK, S., ENGEL, W.: Schutz Einrichtungen an Bundesfernstrassen. 1993. – Forschungsbericht
- [83] SCHUELER, F., BAYER, B., MATTERN, R., HELBLING, M.: *Der Körperanprall gegen Schutzplanken beim Verkehrsunfall motorisierter Zweiradbenutzer*. Bochum : Institut für Zweiradsicherheit, 1984
- [84] SCHUELER, F., SCHMIDT, G., MATTERN, R.: Biomechanische Versuche hinsichtlich des passiven Unfallschutzes von Aufsassen motorisierter Zweiradfahrzeuge beim Anprall gegen Schutzplankenpfosten / SPIG-Schutzplanken-Produktions-Gesellschaft mbH & Co. KG. 1985. – Forschungsbericht
- [85] SCHULLER, E., BEIER, G., SPANN, W.: Effectiveness of Protective Clothing in Munich Area Motorcycle Accidents. In: *Proceedings of the 26th Stapp Car Crash Conference*. 1982
- [86] SPORNER, A.: *Experimentelle und mathematische Simulation von Motorradkollisionen im Vergleich zum realen Unfallgeschehen*, TU München, Diss., 1982

- [87] VIANO, D. C., CASSON, I. R., PELLMAN, E. J., ZHANG, L., KING, A. I., YANG, K. H.: Concussion in professional football: brain responses by finite element analysis: part 9. In: *Neurosurgery* 57 (2005), Nr. 5, S. 891–916
- [88] YETTRAM, A., SMITH, J., MO, L., MACAULAY, M., CHINN, B.: The Risk of Fatality in Motorcycle Crashes with Roadside Barriers. In: *Proceedings of the 14th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. 1994

# Glossar

AIS	Abbreviated Injury Scale (Skala der Verletzungsschwere)
APROSYS	Advanced Protection Systems (Name eines europäischen Forschungsprojektes)
BAST	Bundesanstalt für Straßenwesen
CFC	Channel Frequency Class (Filterbezeichnung)
CIDAUT	Fundación para la Investigación y Desarrollo en Transporte y Energía (Forschungs-/Entwicklungszentrum)
Crash-Simulation	Numerische Simulationsmethode zur Abbildung hochgradig nichtlinearer, dynamischer Verformungen
ECE	Economic Commission for Europe (Wirtschaftskommission für Europa der Vereinten Nationen)
Elastizitätsgrenze	Spannung, die den Übergang vom elastischen zum plastischen Materialverhalten markiert
Elastizitätsmodul	Materialkennwert zur Beschreibung des Zusammenhangs von Spannung und Dehnung im Sinne des Hooke'schen Gesetzes unter Zug bzw. Druck
elasto-plastisch	Materialbeschreibung mit Berücksichtigung elastischer und plastischer Verformungsanteile
FE	Finite Elemente
FEM	Finite-Elemente Methode
g	Erdbeschleunigung ( $9,81 \text{ m/s}^2$ )
HIC	Head Injury Criterion (Kopfverletzungskriterium)
HUMOS	Human Model for Safety (Menschmodell auf Basis der Finiten-Elemente-Methode)

Kompressionsmodul	Materialkennwert zur Beschreibung des Zusammenhangs zwischen allseitiger Druckänderung und Volumenänderung
MAIS	Maximaler AIS-Wert
Netz	Gesamtheit der Knoten und Elemente eines FE-Modells
NHTSA	National Highway Traffic Safety Administration (US-Amerikanische Behörde)
PMTO	Post-mortales Testobjekt
PKW	Personenkraftwagen
Querkontraktionszahl	Materialkonstante zur Beschreibung des Zusammenhangs gleichzeitiger Verformungen in verschiedenen Richtungen
SAE	Society of Automotive Engineers (nach der Gesellschaft benannte Art von Filtern)
Schubmodul	Materialkonstante für parallel zueinander wirkende Scherkräfte (analog zum Elastizitätsmodul)
Verfestigung	Spannungserhöhung im Material bei Verformungen über die Elastizitätsgrenze hinaus

---

## Lebenslauf

Steffen Peldschus

- geboren am 06.06.1976 in Halle/Saale
- 1996 - 2002 Studium des Maschinenbaus, RWTH Aachen
- 1998 - 2002 Stipendiat des Studienförderwerkes „Klaus Murmann“,  
Stiftung der Deutschen Wirtschaft
- 1999 1. Studienarbeit: Konstruktion einer Konnektierung für ein künstliches Herz, Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik Aachen
- 1999 - 2000 Austauschstudium Biomedical/Mechanical Engineering,  
Imperial College London  
2. Studienarbeit: Dehnungsmessungen in der zur Arthroplastik vorbereiteten menschlichen Patella
- 2001 Praktikum: Entwicklung einer Simulations-Benutzeroberfläche  
ABB Ricerca S.p.A, Mailand
- 2001 -2002 Diplomarbeit: Entwicklung von Materialbeschreibungen für FEM-Simulationen, Bayer AG, Leverkusen
- 2002 - 2004 Tätigkeit als Entwicklungsingenieur in der PKW-Insassensicherheit,  
Engineering+Design AG, München
- Seit 2004 Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Rechtsmedizin  
der Universität München
- 2006 4-monatiger Forschungsaufenthalt im Rahmen des EU-Projekts  
APROSYS, Fundación CIDAUT, Valladolid (Spanien)