

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

Verringerung des Risikos von Thoraxverletzungen beim PKW-Seitenaufprall - FEM Simulationen mit dem Mensch-Modell HUMOS

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

vorgelegt von
Katja von Merten
aus München

2008

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. Matthias Graw
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Klaus-G. Kunze Priv. Doz. Dr. Karl-Georg Kanz
Dekan:	Prof. Dr. med. D. Reinhardt
Tag der mündlichen Prüfung:	25.06.2008

Danksagung

An erster Stelle geht mein Dank an Prof. Wolfgang Eisenmenger für die Möglichkeit, diese Dissertation am Institut für Rechtsmedizin durchführen zu können.

Besonders bedanken möchte ich mich bei meinem Betreuer Prof. Matthias Graw für die geduldige Unterstützung bei der Erstellung der Arbeit.

Dr. Markus Schönplüg - meinem ehemaligen Vorgesetzten, Klaus Bortenschlager von der PDB, sowie Markus Meister und Philipp Wernicke von der BMW AG danke ich für die Idee zum Thema dieser Arbeit.

Meinen Kollegen Jiri Adamec PhD, Stephanie Holley, Stefan Horion, Dr. Holger Muggenthaler, Dr. Norbert Praxl, Dr. Sylvia Schick und Dr. Erich Schuller danke ich für die gute Zusammenarbeit während meiner Zeit am Institut für Rechtsmedizin.

Darüber hinaus danke ich meinem Kollegen Steffen Peldschus, der mir bei allen Fragen zur Technischen Mechanik und zur Finiten-Elemente-Methode zur Seite stand.

Für die Bereitstellung des HUMOS Modells sowie die technische Unterstützung geht mein Dank an die ESI Group GmbH. Hier danke ich v.a. Muriel Beaugonin.

Der Europäischen Union danke ich für die Finanzierung des HUMOS-Projekts, ohne das diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Ganz herzlich bedanken möchte ich mich bei meinen Eltern für Ihre langjährige liebevolle Unterstützung und bei meiner Schwester Sophie für das Korrekturlesen dieser Arbeit.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	13
2	Theoretische Grundlagen	17
2.1	Anatomie Thorax	17
2.2	Thoraxverletzungen	19
2.2.1	Rippenfrakturen	21
2.2.2	Lungenverletzungen	21
2.2.3	Kardiovaskuläre Verletzungen	22
2.3	Verletzungskriterien	23
2.3.1	Kompressions-Kriterium	24
2.3.2	Viscous-Criterion	26
2.3.3	Thorax-Trauma-Index	28
2.3.4	Kräfte und Beschleunigungen	29
2.3.5	Becken	30
2.4	Die Methode der Finiten Elemente	31
2.5	Crashtests und Crash-Simulationen	33
2.5.1	Crashtests	33
2.5.2	Crashtest-Dummys	33
2.5.3	EuroNCAP	35

2.5.4	Crashsimulation	38
2.5.5	Numerische Menschmodelle	39
2.6	HUMOS - Human Model for Safety	41
2.6.1	Die Projekte	41
2.6.2	Das Modell	43
3	Material und Methoden	47
3.1	Validierung des HUMOS-Modells	47
3.1.1	Beschreibung der PMTO-Versuche	49
3.1.2	Beschreibung der Simulation	53
3.2	Vergleich HUMOS-Modell mit ES-2-Modell	54
3.2.1	Simulationen	54
3.2.2	Auswertung	56
4	Ergebnisse	59
4.1	Validierung	59
4.1.1	Kinematik	60
4.1.2	Kontaktkräfte	62
4.1.3	Thorax-Kompression	65
4.1.4	Viscous Criterion	68
4.1.5	Beschleunigungswerte	69
4.1.6	Verletzungen	70
4.2	Vergleich HUMOS-Modell mit ES-2-Modell	75
4.2.1	Kinematik	75
4.2.2	Kontaktkräfte	76
4.2.3	Deflexion und Kompression	80

4.2.4	Viscous-Criterion	84
4.2.5	Beschleunigungen	85
4.2.6	Thorax-Trauma-Index	86
4.2.7	Kräfte	86
4.2.8	Verletzungswahrscheinlichkeiten	87
4.2.9	Dehnungen und Elementversagen an den Rippen	88
4.2.10	Aorta	90
4.2.11	Becken	90
5	Diskussion	93
5.1	Validierung des HUMOS-Modells	93
5.1.1	Materialparameter des kortikalen Rippenknochens	93
5.1.2	Kinematik	94
5.1.3	Kontaktkräfte	94
5.1.4	Thorax	95
5.1.5	Zusammenfassung Validierung	97
5.2	Vergleich HUMOS-Modell mit ES-2-Modell	98
5.2.1	Vergleich der beiden Barrierenkonfigurationen	98
5.2.2	Unterschiede zwischen HUMOS-Modell und ES-2-Modell	102
5.2.3	Zusammenfassung	106
5.3	Schlussfolgerung	106
6	Ausblick	109
6.1	Crash-Simulation	109
6.2	Unfallrekonstruktion	111
6.2.1	Methode	112

6.2.2	Ergebnisse	112
6.2.3	Diskussion	115
7	Zusammenfassung	117
A	Validierung	119
B	Vergleich HUMOS- und ES-2-Modell	125

Abbildungsverzeichnis

2.1	Anatomie des Brustkorbs	18
2.2	Anatomie des Herzens und Lunge	19
2.3	Entstehung von Rippenfrakturen	22
2.4	Kompression des Herzens	23
2.5	Verletzungswahrscheinlichkeit (Thorax-Eindrückung)	27
2.6	Verletzungswahrscheinlichkeit (TTId und Beschleunigung)	29
2.7	Verletzungswahrscheinlichkeiten für den ES-2 Dummy	30
2.8	Crashtest und Crash-Simulation	33
2.9	Dummy-Familie und EuroSID	35
2.10	ES-2 Rippenmodul	36
2.11	ES-2 Instrumentierung	37
2.12	Seitenaufprall Test EuroNCAP	39
2.13	ES-2 und numerisches ES-2 Modell	40
2.14	H-Model, HUMOS und THUMS	41
2.15	Aufbau HUMOS Modell	45
3.1	HUMOS-Modell und PMTO auf Schlitten	50
3.2	Berechnung der Thorax-Kompression	52
3.3	Initiale Positionierung HUMOS und ES-2-Modell	55

3.4	Thorax HUMOS und ES-2	57
3.5	Auswerteknoten für Beschleunigungen	58
4.1	Spannungs-Dehnungs-Diagramm des Rippenknochens	60
4.2	Kinematik PMTO und HUMOS	61
4.3	Kontaktkräfte Maximalwerte	62
4.4	Kontaktkraft Thorax	63
4.5	Kontaktkraft Becken	63
4.6	Kontaktkraft Abdomen	64
4.7	Kontaktkräfte Summe	64
4.8	Brustumfangskonturen auf Höhe der achten Rippe	66
4.9	Thorax-Deflexion 8. Rippe (ganzer Thorax)	66
4.10	Thorax-Deflexion 8. Rippe (halber Thorax)	67
4.11	Thorax-Kompression Maximalwerte	67
4.12	Viscous Criterion	69
4.13	Beschleunigung des ersten Brustwirbels	71
4.14	Beschleunigung des zwölften Brustwirbels	71
4.15	Beschleunigung des Kreuzbeins	72
4.16	Beschleunigung vierte Rippe	72
4.17	Beschleunigung achte Rippe	73
4.18	Maximalwerte der Beschleunigungen	73
4.19	Rippenfrakturen PMTO und HUMOS	74
4.20	Verhalten des Arms des ES-2-Modells	76
4.21	Kinematik bei flacher Barrierenkonfiguration	77
4.22	Kinematik bei gestufter Barrierenkonfiguration	78
4.23	Summe der Kontaktkräfte	79

4.24	Kontaktkräfte HUMOS und ES-2-Modell	80
4.25	Thorax-Kompression HUMOS: Schnitt auf Höhe der 8. Rippe	81
4.26	Thorax-Kompression obere Rippe	81
4.27	Thorax-Kompression mittlere Rippe	82
4.28	Thorax-Kompression untere Rippe	82
4.29	Ausweitung Thorax	83
4.30	Viscous Criterion von HUMOS und ES-2-Modell	84
4.31	laterale Beschleunigungen von HUMOS- und ES-2-Modell	85
4.32	Scherkräfte Th1 und Th12 von HUMOS und ES-2-Modell	86
4.33	Krafteinwirkung Symphyse	87
4.34	Dehnungen und Elementversagen der Rippen	89
4.35	Dehnungen an der Aorta	90
4.36	Dehnungen des Beckens	91
6.1	ES-2-Modell und H-Model in dem Modell eines KFZ	110
6.2	Deformierter Lenkrad-Kranz	111
6.3	Positionierung HUMOS im Modell der Fahrgastzelle	112
6.4	Verletzungsmechanismus der Aorta beim Frontalaufprall	113
6.5	Dehnungen der Aorta	114
A.1	Rippenfrakturen PMTO SC101	119
A.2	Rippenfrakturen PMTO SC102	120
A.3	Rippenfrakturen PMTO SC103	120
A.4	Rippenfrakturen PMTO SC120	121
A.5	Rippenfrakturen PMTO SC124	121
A.6	Rippenfrakturen PMTO SC131	122
A.7	Rippenfrakturen PMTO SC135	122

A.8 Thorax-Deflexion 4. Rippe (ganzer Thorax)	123
A.9 Thorax-Deflexion 4. Rippe (halber Thorax)	123
A.10 Abdomen-Deflexion (volle Breite)	124
A.11 Admomen-Deflexion (halbe Breite)	124

Tabellenverzeichnis

1.1	Straßenverkehrsunfälle in Deutschland	14
2.1	AIS-Schwere von Thoraxverletzungen	20
2.2	Grenzwerte von Verletzungskriterien	25
2.3	ECE-R95 und FMVSS 214	34
2.4	Maße der verschiedenen HUMOS Modelle	42
3.1	Übersicht PMTO aus den Schlittenversuchen	50
3.2	Technische Daten HUMOS-Modell und ES-2-Modell	56
4.1	Validierte Materialparameter des kortikalen Rippenknochens	59
4.2	Verhältnis von halber zu voller Thorax-Deflexion	68
4.3	Verletzungswahrscheinlichkeiten	88
B.1	Maximalwerte von HUMOS- und ES-2-Modell	126

Kapitel 1

Einleitung

Obwohl sich die Fahrzeugsicherheit seit den 1950er Jahren deutlich verbessert hat, starben 2005 täglich 15 Menschen auf deutschen Straßen. 200 weitere Unfallopfer erlitten schwere Verletzungen [5]. Doch trotz eines deutlichen Anstiegs an zugelassenen Fahrzeugen und Verkehrsunfällen ist die Anzahl der Unfälle mit tödlichen Verletzungen rückläufig (BAST & Statistisches Bundesamt). Zwar stieg seit 1970 die Anzahl an Verkehrsunfällen von 1,3 auf 2,2 Millionen pro Jahr. Im gleichen Zeitraum aber sank die Zahl der tödlich Verunglückten um 28% (ca. 14 000). In einer Pressemitteilung vom Februar 2006 schreibt das Statistische Bundesamt, dass im Jahr 2005 fast 500 Menschen weniger als im Vorjahr bei Straßenverkehrsunfällen in Deutschland ums Leben kamen. Eine detailliertere Übersicht der vom Statistischen Bundesamt veröffentlichten Zahlen gibt Tabelle 1.1.

Diese Zahlen zeigen, dass die Sicherheit im Straßenverkehr in den letzten Jahren zugenommen hat. Dies ist auf die verbesserten Sicherheitsvorkehrungen in den Fahrzeugen zurückzuführen. So kann durch die Verwendung von passiven Sicherheitssystemen wie Sicherheitsgurten mit Gurtstraffern oder Airbags im Falle eines Unfalls die Verletzungsschwere reduziert werden. Durch aktive, den Fahrer unterstützende Systeme wie das Anti-Blockiersystem (ABS) oder Stabilitätssysteme (z.B. ESP) können Unfälle in vielen Fällen sogar ganz verhindert werden (vgl. Langwieder et al. [49]).

Trotz all dieser Vorkehrungen starben im Jahr 2001 bei Verkehrsunfällen in Europa 40 000 Menschen und 1,6 Millionen erlitten schwere Verletzungen. Die jährlichen Folgekosten dieser Unfälle belaufen sich dabei auf mehr als 160 Milliarden Euro, das ist etwa doppelt soviel wie das gesamte Budget der Europäischen Union [86]. Weitere Forschung im Bereich Fahrzeugsicherheit ist deswegen unbedingt notwendig.

Ein spezielles Augenmerk sollte hierbei auf die Verbesserung des Schutzes der Fahrzeuginsassen beim Seitenaufprall gerichtet werden. Während bei einem Frontalaufprall die sogenannte Knautschzone einen Teil der Energie aufnimmt, existiert beim Seitenaufprall praktisch keine Deformationszone. Zudem kann in dieser Situation der Sicherheitsgurt den

Gegenstand der Nachweisung	2005	2004	Veränderung in %
Polizeilich erfasste Unfälle insgesamt	2 245 756	2 261 689	0,7
Verunglückte insgesamt	438 812	445 968	1,6
davon			
Getötete	5 362	5 842	8,2
Verletzte	433 450	440 126	1,5

Tabelle 1.1: Straßenverkehrsunfälle in Deutschland (Quelle: Statistisches Bundesamt)

Aufprall von Thorax, Abdomen, Becken und Kopf nicht dämpfen. Laut der RESIKO-Studie [48] des Gesamtverbandes der Deutschen Versicherungswirtschaft (GDV) sterben zwei Drittel aller Getöteten im Straßenverkehr bei Seitenaufprallunfällen, obwohl diese nur ein Drittel aller PKW-PKW-Unfälle ausmachen. Auch Zahlen aus den USA verdeutlichen das hohe Risiko, bei einem Seitenaufprallunfall zu sterben. So ist nach Samaha et al. [74] die Wahrscheinlichkeit beim Seitenaufprallunfall getötet zu werden für ein auf der Seite des Anpralls sitzendes Opfer um 58% höher als die Wahrscheinlichkeit bei einem beliebigen Verkehrsunfall ums Leben zu kommen. Der Thorax, in dem viele der lebenswichtigen Organe liegen, ist dabei die am häufigsten von schweren und schwersten Verletzungen betroffene Region [72, 74].

Um das Verletzungsrisiko bei Verkehrsunfällen zu verringern, werden von der Fahrzeugindustrie, aber auch vom ADAC oder EuroNCAP Crashtests durchgeführt, deren Ziel es ist, Sicherheitssysteme von Fahrzeugen zu verbessern oder neu zu entwickeln. Da bei Crashtests komplette Fahrzeuge zum Einsatz kommen, ist die Durchführung mit sehr hohen Kosten verbunden. Durch immer leistungsfähigere Computer und die Weiterentwicklung numerischer Methoden ist es jedoch mittlerweile möglich, die aufwändigen und teuren Crashtests durch Computer-Simulationen zu ersetzen bzw. zu ergänzen. Dadurch können in kürzerer Zeit und mit geringerem finanziellen Aufwand eine höhere Anzahl an Versuchen durchgeführt werden. Um die Belastungen auf den menschlichen Körper zu messen, werden bei realen Tests Crashtest-Dummys eingesetzt. Bei entsprechenden Computer-Simulationen kommen dagegen numerische Modelle der Dummys zum Einsatz. Doch Crashtest-Dummys und ihre numerischen Modelle spiegeln die Realität nur beschränkt wider [86].

Aus diesem Grund werden in letzter Zeit immer mehr numerische Mensch-Modelle für den Einsatz bei Crash-Simulationen entwickelt. So hat z.B. die Europäische Union zwei Projekte (HUMOS und HUMOS2) gefördert, deren Ziel es war, ein detailliertes numerisches Mensch-Modell für die Crash-Simulation zu entwickeln. Vertreter der Fahrzeugindustrie, sowie Softwarehersteller und Universitäten aus ganz Europa, darunter die Arbeitsgruppe Biomechanik der LMU, entwickelten innerhalb dieser Projekte Menschmodelle auf Basis der Methode der Finiten Elemente (FEM).

Bei einem Seitenaufprall gegen ein anderes Fahrzeug oder gegen einen Baum werden Insassen in modernen Fahrzeugen durch Seitenairbags, die sich z.B. im Sitz oder in der Tür

befinden, geschützt. Zudem existiert meist ein Seitenaufprallschutz in der Tür. Doch kann ein Seitenairbag auch negativen Einfluss haben, wie Morris et al. [61] bei der retrospektiven Analyse von Seitenaufprall-Unfällen feststellten. So war bei Unfällen mit ausgelöstem Seitenairbag die Anzahl ernster Thorax-Verletzungen höher, als bei den Unfällen, in denen der Airbag nicht ausgelöst hat. Auch deshalb sollten weitere, besser geeignete Maßnahmen zur Prävention von schweren Thoraxverletzungen beim Seitenaufprall erforscht und entwickelt werden.

Aufgrund von Ergebnissen aus Crashtests mit Seitenaufprall-Dummys wird vermutet, dass eine vorzeitige Belastung des Beckens des Dummys die Thorax-Kompression verringert, was letztlich zu einer Verringerung des gesamten Verletzungsrisikos führen würde. Diese Fragestellung soll in der vorliegenden Arbeit durch numerische Simulationen mit dem Finite-Elemente-Mensch-Modell HUMOS sowie dem Modell des Seitenaufprall-Dummys ES-2 untersucht werden. Außerdem soll diese Dissertation klären, wie hoch das Potential der beiden Modelle ist, diese Fragestellung zu beantworten und welche Unterschiede sich dabei zwischen Mensch- und Dummy-Modell ergeben. Damit soll auch geprüft werden, ob Simulationen mit Mensch-Modellen auf der Basis der Finite-Elemente-Methode das Potential haben, Simulationen mit numerischen Dummy-Modellen in Zukunft zu ergänzen oder zu ersetzen.

Vor allem aber sollen die Ergebnisse und die entwickelten Methoden schlussendlich dazu beitragen, die Sicherheit eines Fahrzeuges beim Seitenaufprall weiter zu verbessern und damit die Zahl der Verkehrstoten und der durch Verkehrsunfälle schwerverletzten Opfer zu reduzieren.

Kapitel 2

Theoretische Grundlagen

2.1 Anatomie Thorax

Der menschliche Thorax besteht aus dem knöchernen Brustkorb (Abb. 2.1), in dessen Inneren (Cavitas thoracis) sich die Organe der Brusthöhle befinden. Die untere Grenze des Thorax wird vom Zwerchfell gebildet, das die Organe des Thorax von den Abdominal-Organen trennt. Die knöcherne Struktur des Brustkorbs besteht aus den zwölf Rippenpaaren, dem Sternum (Brustbein) und den zwölf Wirbeln der Brustwirbelsäule. Dorsal verbinden die Rippen-Wirbel-Gelenke (Articulationes costovertebrales) die Rippen mit der Wirbelsäule. Ventral sind die Rippen 1-7 (echte Rippen) über Rippenknorpel und chondrosternale Gelenke mit dem Sternum verbunden. Die Rippen 8 bis 10 erreichen das Sternum nicht selbst, sondern indirekt über den Rippenknorpel der 7. Rippe. Die unteren beiden Rippen enden frei und stehen nicht mit dem Sternum in Kontakt. Kent et al. [42] analysierten CT-Aufnahmen und stellten fest, dass sich mit fortschreitendem Alter der Winkel zwischen den einzelnen Rippen und der Wirbelsäule vergrößert. Beträgt dieser Winkel in jüngeren Jahren etwa 60° , so wird er bei älteren Menschen nahezu rechtwinklig. Da mit zunehmenden Alter außerdem die Elastizität der Rippen abnimmt, sinkt damit auch das schützende Potential des Brustkorbs. Zwischen benachbarten Rippen befindet sich die der Atmung dienende interne und externe Intercostal-Muskulatur.

Die Brustwirbelsäule besteht aus den zwölf Brustwirbeln Th1 bis Th12 und weist eine nach vorne konkave Krümmung auf. Die einzelnen Wirbel bestehen aus dem ventralen Wirbelkörper (Corpus vertebrae), dem Wirbelbogen (Arcus vertebrae), den Querfortsätzen (Processus transversus) sowie dem Dornfortsatz (Processus spinosus). Zwischen dem Wirbelkörper und dem Dornfortsatz befindet sich das Wirbelloch. Die Wirbellöcher der gesamten Wirbelsäule bilden den Wirbelkanal, durch den das Rückenmark verläuft. Wie die Wirbel der restlichen Wirbelsäule sind auch die Wirbel der Brustwirbelsäule durch die als Stoßdämpfer dienenden Zwischenwirbelscheiben (Bandscheiben) miteinander verbun-

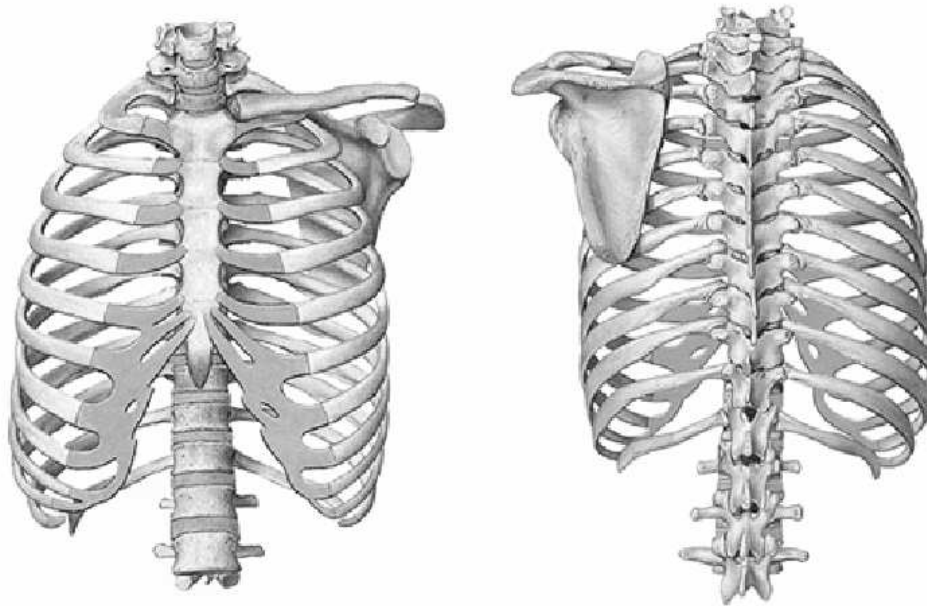


Abbildung 2.1: Anatomie des Brustkorbs (aus Sobotta [71])

den. Zudem sind die Dornfortsätze, die Querfortsätze und die Wirbelbögen untereinander durch starke Bänder verbunden. Jeder Wirbelkörper weist lateral noch die Gelenkflächen für die zugehörigen Rippen auf.

Der knöcherne Teil des Thorax bietet den innenliegenden Organen Stütze und Schutz. Im Wesentlichen befinden sich die Lunge und das Herz mit den großen Blutgefäßen im Inneren des Brustkorbs. Das Herz (Abbildung 2.2) ist ein aus Muskulatur, dem Myokard, bestehendes Hohlraumssystem aus vier Kammern: dem linken und rechten Atrium (Vorhof) und dem linken und rechten Ventrikel (Kammer). Nach außen wird das Herz vom Perikard (Herzbeutel) umschlossen. Es befindet sich zusammen mit den großen Gefäßen und der Luftröhre im Mediastinum zwischen Sternum und Wirbelsäule. Die großen Gefäße, Vena cava superior (obere Hohlvene), Aorta (Hauptschlagader) und A. pulmonale (Lungenarterie) und V. pulmonale (Lungenvene), treten an der oben liegenden Herzbasis ein bzw. aus. Durch diese Gefäße ist die Herzbasis im Interstitium fixiert. Die unten liegende Herzspitze bewegt sich während Systole und Diastole nach oben bzw. unten. Die rechte Seite des Herzens pumpt sauerstoffarmes Blut in den Lungenkreislauf, die linke Seite versorgt den Körperkreislauf mit sauerstoffreichem Blut. Das männliche Herz wiegt physiologischerweise etwa 300g, das weibliche 250g. Die aus dem linken Ventrikel austretende Aorta steigt kurz auf, um dann nach dem Aortenbogen nach kaudal zu verlaufen. Durch den in der Aorta herrschenden Innendruck sowie durch stützendes Bindegewebe fixiert, verläuft die Aorta dorsal entlang der Wirbelsäule in Richtung Abdomen [16, 29, 37, 76].

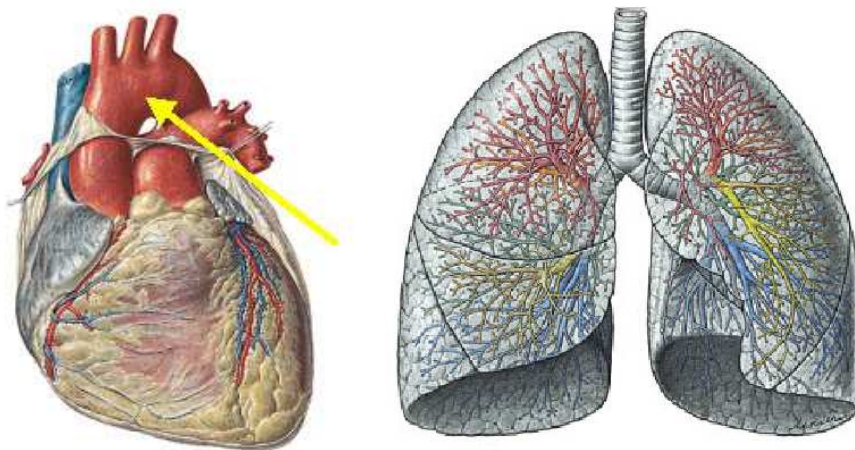


Abbildung 2.2: Anatomie des Herzens und Lunge (aus Sobotta [71]) Der Pfeil zeigt auf den Aortenbogen

Neben dem Herz befindet sich im Brustkorb die Lunge (Abbildung 2.2). Die linke Lunge besteht aus zwei, die rechte Lunge aus drei Lungenlappen. Die gesamte Lunge wird vom Lungenfell überzogen. Zwischen dem Rippenfell (Pleura parietalis) und dem Lungenfell (Pleura visceralis) befindet sich der mit seröser Flüssigkeit gefüllte Pleuraspalt. In diesem herrscht bei gesunden Menschen ein Unterdruck, um ein Kollabieren der Lunge zu verhindern. Dringt Luft durch eine Verletzung in den Pleuraspalt ein, führt dies zu einem Pneumothorax (siehe auch 2.2.2).

2.2 Thoraxverletzungen

Bei Verkehrsunfällen kommt es durch den Kontakt mit Armaturenbrett, Lenkrad oder der Tür meist zu stumpfer Gewalteinwirkung auf den Thorax. In diesem Kapitel werden deswegen vorwiegend Thoraxverletzungen als Folge stumpfer Gewalteinwirkung ohne Penetration beschrieben.

Ruchholtz et al. [72] wiesen in einer prospektiven Studie mit 195 Polytraumapatienten der Universitätskliniken der LMU München nach, dass bei 80% der untersuchten PKW-Seitenaufprallunfälle schwere Thoraxverletzungen vorlagen. Für eine Studie der National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA, USA) fanden Samaha et al. [74], dass bei Seitenaufprallunfällen, bei denen die betroffene Person auf der dem Aufprall zugewandten Seite sitzt, der Thorax mit 52% die am häufigsten verletzte Körperregion ist, gefolgt von Kopf (22%), Becken (19%) und Abdomen (12%).

Knöcherner Verletzungen, wie Frakturen der Rippen, sind mit 70% die häufigsten Verletzungsarten bei Seitenaufprallunfällen, gefolgt von Hämato- bzw. Pneumothorax (50%),

AIS	Weichteile	Skelett
1 (leicht)	Hautabschürfung, Quetschung (Kontusion) oder kleinere Lazeration	1 Rippenfraktur
2 (mäßig)	größere Hautabschürfungen	2-3 Rippenfrakturen
3 (ernst)	leichte Herzkontusion, einseitige Lungenkontusion	weniger als 3 Frakturen auf einer Seite und weniger als 4 Frakturen auf der anderen Seite; 2-3 Rippenfrakturen mit Hämato- oder Pneumothorax
4 (schwer, Überleben wahrscheinlich)	schwere Herzkontusion, intimaler Riss der Aorta	mehr als 4 Frakturen beidseitig; mehr als 4 Frakturen unilateral mit Hämato- oder Pneumothorax; instabiler Thorax
5 (kritisch, Überleben fraglich)	schwere Verletzung der Aorta, Herzperforation, ventrikuläre Herzruptur	instabiler Thorax beidseitig
6 (maximal, tödlich)	Aortenruptur mit Blutung, die nicht aufs Mediastinum beschränkt ist	—

Tabelle 2.1: AIS-Schwere von Thoraxverletzungen [76]

Lungenkontusionen (30%) und Lungeneinrissen (20%) [72]. Der Grund für diese Reihenfolge ist, dass die wirkende Energie größtenteils bei der Deflexion und Kompression des Thorax absorbiert wird. Dadurch wirken Biegemomente auf die knöcherne Struktur. Die verbleibende Energie wirkt in Form von Druckwellen auf die interthorikalen Strukturen, wodurch Kontusionen und Lazerationen der Organe entstehen [66]. Aber auch Verletzungen des Herzens und der großen Arterien kommen bei lateralen PKW-Anstoß häufig vor [16]. Durch die starke Verzögerung des Thorax beim Aufprall kann es durch Massenträgheit der Organe zu Rissen im Gewebe kommen [76].

Mit Hilfe der AIS (Abbreviated Injury Scale) [1] lassen sich Verletzungen klassifizieren. Verletzungen werden nach Körperregion, Art der anatomischen Struktur, Verletzungstyp und Verletzungsschwere kodiert. Insgesamt ergibt sich daraus eine siebenstellige Nummer. Die letzte Ziffer gibt dabei Auskunft über die Verletzungsschwere. Tabelle 2.1 gibt eine Übersicht über die Verletzungsschwere der unterschiedlichen Thoraxverletzungen nach AIS.

In den folgenden Abschnitten werden die häufigsten Thoraxverletzungen und die dazugehörigen Verletzungsmechanismen beschrieben.

2.2.1 Rippenfrakturen

Die am häufigsten auftretenden Verletzungen bei Seitenaufprall-Unfällen sind Rippenfrakturen [16, 48]. Diese reichen von einer einzelnen Fraktur (AIS 1) bis hin zum instabilen Thorax (AIS 4 bzw. AIS 5). Brechen mehr als drei nebeneinanderliegende Rippen, so spricht man von einer Rippenserienfraktur. Sind besonders viele nebeneinanderliegende Rippen gebrochen, kommt es meist zu einem instabilen Thorax. Sind mehrere nebeneinanderliegende Rippen zweimal frakturiert, so kann es zu einer sogenannten Dreschflegellunge (engl.: *Flail Chest*) kommen. Das betroffene Teilstück des Brustkorbs bewegt sich während der Atmung invers zum Rest des Thorax. Scharfe Bruchenden von Rippen können z.B. das Lungenfell oder Blutgefäße verletzen. Dies kann, durch das Eindringen von Luft bzw. Blut in den Pleuraspalt, zu einem Pneumo- oder Hämatothorax führen.

Rippenfrakturen können auch nach Art der Belastungseinwirkung unterschieden werden. So kann man lokale (direkte) von entfernten (indirekten) Frakturen unterscheiden:

- Lokale (direkte) Frakturen sind Frakturen, die durch direkte Belastung entstehen. Die Rippe bricht an der Stelle, an der die Belastung wirkt. Biege- und Bruchrichtung sind nach innen gerichtet (Abbildung 2.3 linke Seite).
- Entfernte (indirekte) Frakturen entstehen durch hohe Spannungen, hervorgerufen durch eine Eindrückung des Brustkorbs als Folge einer Belastung an einer anderen Stelle. Biegerichtung und Bruchrichtung sind demnach nach außen gerichtet (Abbildung 2.3 rechte Seite).

Indirekte Rippenfrakturen entstehen meist durch Kompression des Thorax. Durch die Deformation werden Biegespannungen an den Rippen erzeugt, die zu Frakturen an der Zugseite führen. Die Anzahl der Rippenfrakturen hängt dabei hauptsächlich von der Stärke der Kompression ab [16, 55]. Viano et al. [87] haben festgestellt, dass es ab einer lateralen Thorax-Kompression von 38,4% mit einer Wahrscheinlichkeit von 25% zu schwersten (AIS 4+) Thoraxverletzungen kommt. Dies führte zur Entwicklung verschiedener Verletzungskriterien, die in Kapitel 2.3 ab Seite 23 näher beschrieben sind.

Das Frakturverhalten der Rippen hängt nicht nur von der Art der Gewalteinwirkung, sondern auch vom Alter des Unfallopfers ab. Mit steigendem Alter wird nicht nur das Rippenmaterial spröder, auch eine veränderte Geometrie des Brustkorbs (vgl. 2.1) trägt zu einer Erhöhung der Wahrscheinlichkeit von Rippenfrakturen bei (vgl. [19, 41, 42]).

2.2.2 Lungenverletzungen

Die Kompression des Thorax kann neben Rippenfrakturen auch einen Lungenriss zur Folge haben. Dieser kann ohne Rippenfrakturen entstehen oder auch durch diese verursacht

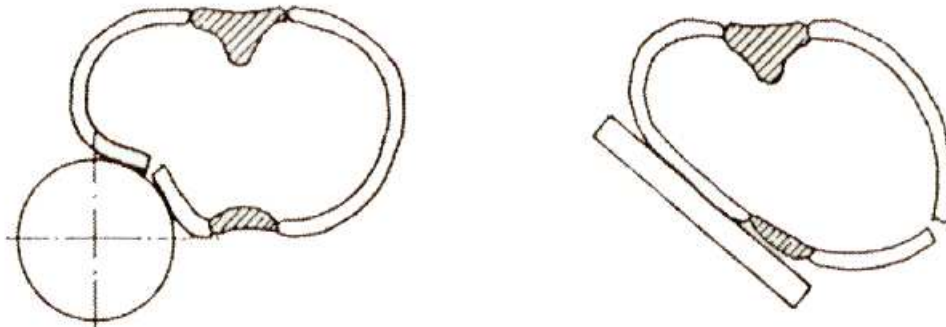


Abbildung 2.3: Entstehung von direkten (links) und indirekten Rippenfrakturen (rechts) (aus Kramer [43])

werden [76]. Hohe Beschleunigungen führen zu Druck- und Schub-Wellen durch das Organewebe des Thorax. Sie verursachen Kontusionen oder Lacerationen der Lunge, des Herzens oder der Gefäße [15]. Mikroskopische Lacerationen des Lungengewebes in Folge von stumpfer Gewalteinwirkung werden als Lungenkontusion bezeichnet. Es entstehen minimale Rupturen der Gefäße und Lungenalveolen mit anschließender Blutung in das Lungengewebe.

Ein Pneumothorax entsteht, wenn Luft von außen, durch eine perforierende Verletzung, oder von innen, durch eine Lungen- oder Bronchus-Verletzung, in den Pleuraspalt eindringt. Dadurch verändern sich die Druckverhältnisse und der entsprechende Lungenflügel kollabiert teilweise oder vollständig. Ein Spannungspneumothorax oder Ventilpneumothorax entsteht, wenn beim Einatmen Luft in den Pleuraraum eindringen, aber beim Ausatmen nicht wieder ausströmen kann. So nimmt das Volumen im Pleuraspalt bei jeder Einatmung zu, was zu einem lebensbedrohlichen Zustand führen kann [83].

Der Hämatothorax ist definiert als eine Ansammlung von Blut im Pleuraraum, die aufgrund einer Verletzung von Brustwandgefäßen (Interkostalararterien), des Lungenparenchyms oder des Mediastinums entsteht [2].

2.2.3 Kardiovaskuläre Verletzungen

Nach einer Studie von Lasky et al. [50] kommt es bei lateralen PKW-Unfällen häufiger zu kardiovaskulären Verletzungen als beim Frontalaufprall. Während beim Frontalaufprall Energie z.B. durch die Lenksäule oder die Knautschzone absorbiert wird, wirkt die Belastung beim Seitenaufprall direkt auf den Insassen. Dabei kommt es z.B. zu Kontusionen und Einrissen im Myokard [16].

Häufig kommt es bei Verkehrsunfällen zu einem Riss der Aorta, oft mit tödlichem Aus-

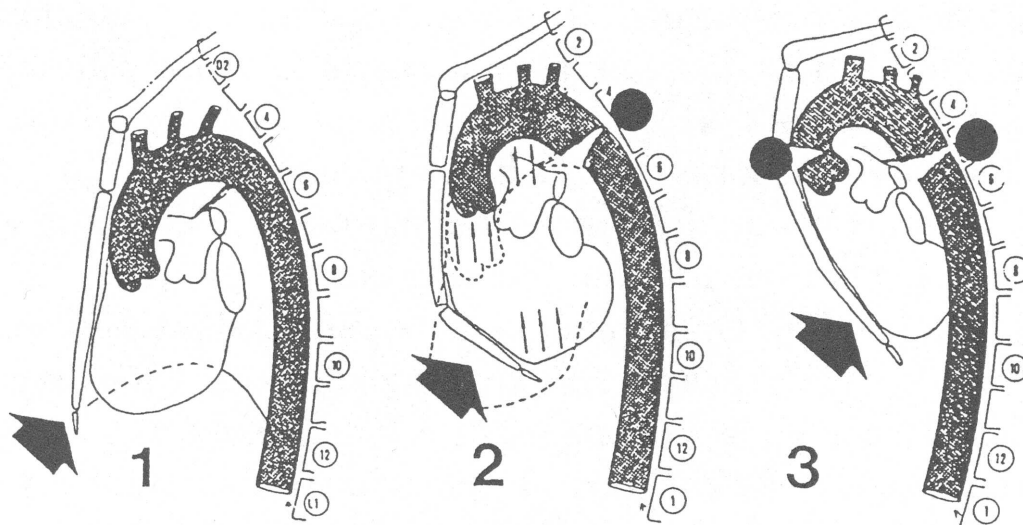


Abbildung 2.4: Kompression des Brustkorbs mit der Folge einer Aortenruptur (aus Viano [88])

gang [16]. Durch Beschleunigungen herbeigeführte Scher- und Zugkräfte treten zwischen beweglichen und fixierten Teilen des Gewebes auf. Hier kann das Gewebe den entstehenden Zugkräften nicht standhalten, so dass querverlaufende (transversale) Lacerationen auftreten. Beispiele sind Rupturen des Aortenisthmus oder der Insertionsstelle der Aorta im Diaphragma (Zwerchfell). Auch eine Kompression des Thorax kann die Ursache einer Aortenruptur sein (Abbildung 2.4). Schmitt et al. [76] beschreiben, dass eine Aortenruptur unter Umständen auch als Folge eines plötzlichen intraluminalen Druckanstieges auftreten kann. Nicht nur Insassen von Kraftfahrzeugen sind der Gefahr ausgesetzt, eine Aortenruptur zu erleiden, auch bei Fußgängerunfällen ist die Aortenruptur eine häufige Todesursache (siehe auch Beier et al. [11]).

Cavanaugh et al. [16] erklären, dass durch einen Aufprall mit hoher Geschwindigkeit die elektromechanische Signalweitergabe des Herzens unterbrochen werden kann. Ein Aufprall mit einer Geschwindigkeit von mehr als 15 bis 20 m/s kann zu Kammerflimmern oder zum Herzstillstand führen.

2.3 Verletzungskriterien

Wie in den vorangegangenen Abschnitten beschrieben, entstehen Thoraxverletzungen als Folge von Kompression oder Beschleunigung des Thorax. Die Ergebnisse verschiedener Versuchsreihen dienen als Grundlage zur Entwicklung von Verletzungskriterien, um z.B. bei Crashtests anhand von mit Crashtest-Dummys gemessenen Werten die Wahrscheinlichkeit des Auftretens bestimmter Verletzungen beurteilen zu können. Tier- (z.B. Lau und

Viano [51]) und Leichenversuche (z.B. Cavanaugh et al. [15], Pintar et al. [70], Kallieris et al. [39]) wurden durchgeführt, um das Auftreten von Verletzungen in Abhängigkeit von Kräften, Beschleunigungen oder Deformationen darzustellen. Tabelle 2.2 gibt eine Übersicht über die Grenzwerte der verschiedenen Verletzungskriterien des Thorax für laterale Belastungen, die in den folgenden Abschnitten näher beschrieben werden.

2.3.1 Kompressions-Kriterium

Die Analyse von Leichenversuchen durch Melvin et al. [55] ergab, dass ab einer Thorax-Kompression von über 8,4 cm regelmäßig Rippenfrakturen auftraten. Lag der Wert dagegen unter 7,6 cm, so wurden keine Rippenfrakturen diagnostiziert. Diese Erkenntnisse führten zur Entwicklung des Kompressions-Kriteriums (engl.: *Compression Criterion*). Das Kompressions-Kriterium stellt den Zusammenhang zwischen der maximalen Thorax-Kompression bzw. Deflexion und der Wahrscheinlichkeit des Auftretens von Verletzungen dar. Kroell et al. [44, 45] analysierten eine Reihe frontaler Stoßkörper-Versuche auf den menschlichen Thorax und stellten die Verletzungsschwere AIS in Abhängigkeit der Thorax-Kompression C (in Prozent) dar:

$$AIS = -3,78 + 19,56 \cdot C \quad (2.1)$$

Bei der Analyse zahlreicher Versuchsreihen mit lateralem Aufprall u.a. durch Stalnaker et al. [81] und Tarriere et al. [82] konnte die Thorax-Deflexion bzw. Kompression als Verletzungskriterium auch für laterale Belastungen bestätigt werden. Ist die Deformationsgeschwindigkeit niedriger als 3 m/s, so eignet sich das Kompressions-Kriterium auch, um das Auftreten von Weichteilverletzungen vorherzusagen [87].

Um die Thorax-Kompression zu bestimmen, wird die Thoraxbreite vor und während der Versuche auf verschiedenen Höhen gemessen. Dies geschieht entweder durch die Analyse von Highspeed-Filmdaten oder mit Hilfe sogenannter Chestbands. Chestbands sind spezielle Brustbänder, die um den Thorax angebracht werden und dessen Krümmung messen (siehe auch Abschnitt 3.1.1). Viano et al. [87], Cavanaugh et al. [15] und Pintar et al. [70] analysierten die Ergebnisse von verschiedenen Leichenversuchen mit stumpfer lateraler Belastung. Während Viano et al. und Cavanaugh et al. die Thoraxbreite anhand der Analyse von Filmaufnahmen bestimmten, maßen Pintar et al. die Brustbreite mit Hilfe von Chestbands, was zu genaueren Ergebnissen führt.

In einer neueren Studie von Kuppa et al. [46, 47] wurden die Ergebnisse von lateralen Schlittenversuchen mit Post-Mortalen-Test-Objekten (PMTO) und dem ES-2, einem Seitenaufprall-Dummy, ausgewertet. So wurde erneut der Zusammenhang zwischen der Verletzungswahrscheinlichkeit und der Thorax-Kompression hergestellt. In dieser Studie zeigte sich, dass die Thorax-Kompression im Zusammenhang mit dem Alter des Test-

Grenzwert	Verletzungswahrscheinlichkeit	Quelle
Kraft [kN]		
7,4	AIS = 0	Tarriere et al. [82]
10,2	AIS = 3	Tarriere et al. [82]
5,5	25% AIS 4	Viano [87]
Beschleunigung [g]		
45,2 $T8_y$	25% AIS 4	Viano [87]
31,6 $T12_y$	25% AIS 4	Viano [87]
27,7 Sternum (oben)	25% AIS 4	Cavanaugh et al. [14]
48 $Th1_y$	25% AIS 3+	Kuppa et al [46]
70 $Th1_y$	25% AIS 4+	Kuppa et al [46]
66 $Th1_y$	50% AIS 3+	Kuppa et al [46]
90 $Th1_y$	50% AIS 4+	Kuppa et al [46]
130 <i>Kreuzbein</i>	50% AIS 4+	FMVSS 214
TTI(d) [g]		
66	25% AIS 3+	Kuppa et al. [46]
92	25% AIS 4+	Kuppa et al. [46]
82	50% AIS 3+	Kuppa et al. [46]
114	50% AIS 4+	Kuppa et al. [46]
TTI [g]		
126	25% AIS 3+	Kuppa et al. [46]
155	25% AIS 4+	Kuppa et al. [46]
150	50% AIS 3+	Kuppa et al. [46]
180	50% AIS 4+	Kuppa et al. [46]
Kompression [%] halber Thorax		
35	AIS 3	Stalnaker et al. [81]
35	AIS 3	Tarriere et al [82]
31 (Arm!)	25% AIS 4	Cavanaugh et al. [14]
17 (56mm)	25% AIS 3+	Kuppa et al. [46]
22 (72mm)	25% AIS 4+	Kuppa et al. [46]
20 (65mm)	50% AIS 3+	Kuppa et al. [46]
25 (82mm)	50% AIS 4+	Kuppa et al. [46]
Kompression [%] ganzer Thorax		
38,4	25% AIS 4	Viano [87]
VCmax [m/s] halber Thorax		
< 1,0	AIS 0-2	Cavanaugh et al. [14]
> 1,0	AIS 4;5	Cavanaugh et al. [14]
VCmax ganzer Thorax		
1,47	25% AIS 4	Viano [87]

Tabelle 2.2: Grenzwerte von Verletzungskriterien

Objekts von allen Kriterien am besten geeignet war, die Verletzungsschwere vorherzusagen. Die Kompression wird dabei nur über die halbe Thoraxbreite bestimmt. Die Formeln 2.2 und 2.3 stellen die Verletzungswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit von Alter und Kompression C dar. Je höher das Alter des Unfallopfers ist, desto höher ist damit die Verletzungswahrscheinlichkeit (Abbildung 2.5). So kann man der linken Abbildung entnehmen, dass die Wahrscheinlichkeit für eine AIS 3+ Verletzung bei einer Thorax-Kompression von 20% für einen 45-Jährigen bei 50% liegt. Ein 80-Jähriger dagegen würde mit 79% Wahrscheinlichkeit eine AIS 3+ Verletzung erleiden.

$$p(AIS\ 3+) = \frac{1}{1 + e^{9,02937 - 0,03705 \cdot \text{alter} - 36,8232 \cdot C}} \quad (2.2)$$

$$p(AIS\ 4+) = \frac{1}{1 + e^{10,96565 - 0,03705 \cdot \text{alter} - 36,8232 \cdot C}} \quad (2.3)$$

Da sich die Thoraxeindrückungen des ES-2 von denen der PMTO unterscheiden, mussten für die Berechnung der Verletzungswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit der Thorax-Kompression C des Dummys eigene Formeln entwickelt werden:

$$p(AIS\ 3+) = \frac{1}{1 + e^{2,0975 - 0,0482 \cdot C}} \quad (2.4)$$

$$p(AIS\ 4+) = \frac{1}{1 + e^{3,4335 - 0,0482 \cdot C}} \quad (2.5)$$

Das Kompressions-Kriterium wird u.a. als Verletzungskriterium für den Thorax innerhalb der europäischen Richtlinie ECE-R95¹ zur Zulassung neuer Fahrzeuge sowie im EuroNCAP verwendet. Hier wird festgelegt, dass die Thorax-Deflexion des EuroSID Dummys kleiner als 42 mm sein muss. Nach der oben genannten Formel ergäbe sich damit noch immer eine Wahrscheinlichkeit von 48 %, eine AIS 3+ Verletzung zu erleiden.

2.3.2 Viscous-Criterion

Lau und Viano [51, 90] entwickelten auf der Basis von Versuchen mit betäubten Kaninchen das Viscous Criterion VC, ein Verletzungskriterium, um Verletzungen der Weichteile zu prognostizieren. Da Weichteil-Verletzungen geschwindigkeits- und kompressionsabhängig sind, berechnet sich VC als Produkt aus Kompression C und Kompressions-Geschwindigkeit V .

¹ECE: Economic Council for Europe

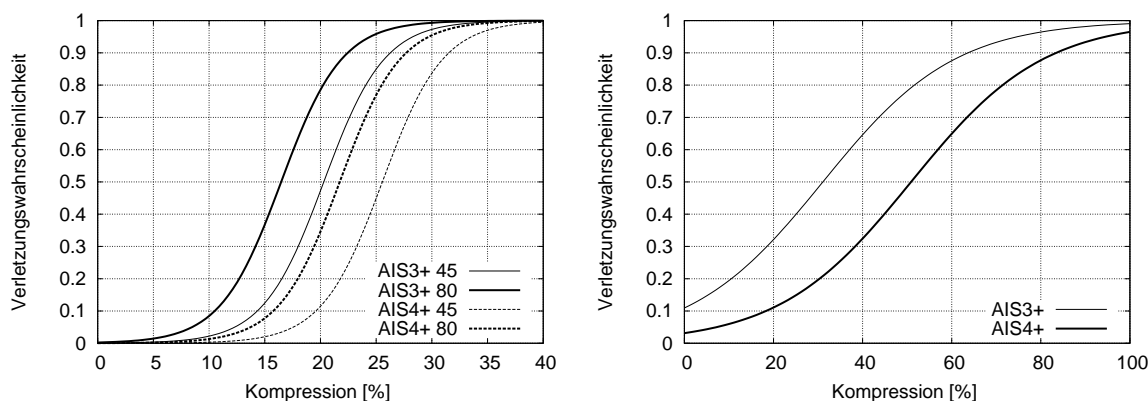


Abbildung 2.5: Verletzungswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit der Thorax-Eindrückung eines Menschen (links) und eines ES-2-Dummys (rechts)

$$VC(t) = V(t) \cdot C(t) \quad (2.6)$$

$$C(t) = \frac{D(t)}{\text{InitialeThoraxbreite}} \quad (2.7)$$

$$V(t) = \frac{dD(t)}{dt} \quad (2.8)$$

$D(t)$ ist dabei die Deflexion des Thorax zum Zeitpunkt t .

Zunächst wurde VC für frontale Belastungen entwickelt. Viano [87] analysierte zusätzlich Leichenversuche mit lateraler Belastung und bestätigte, dass sich VC auch hier zur Vorhersage der Verletzungswahrscheinlichkeit eignet.

Viano und Lau [90] schreiben, dass die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten einer AIS 3+ Verletzung bei frontaler Belastung bei 25 % liegt, wenn der Maximalwert VCmax größer als 1,0 m/s ist. Eine Wahrscheinlichkeit von 25 %, eine AIS 4+ Verletzung bei lateraler Belastung zu erleiden, hat man nach Viano [87] bei einem VCmax von 1,47 m/s. Cavanaugh et al. [15] gibt hierfür einen Wert von nur 0,85 m/s an. Nach Viano ist VCmax das beste Kriterium für die Vorhersage von AIS 4+ Verletzungen bei lateraler Belastung, aber nicht so gut geeignet zur Vorhersage von AIS 3+ Verletzungen.

Das Viscous Criterion ist das zweite Thorax-Verletzungskriterium innerhalb der europäischen Richtlinie zur Zulassung neuer Fahrzeuge. Für VCmax wird hier ein Wert für Dummys, der kleiner als 1,0 m/s ist, gefordert.

2.3.3 Thorax-Trauma-Index

Der Thorax-Trauma-Index TTI ist das Verletzungskriterium für Seitenaufprallversuche im Federal Motor Vehicle Safety Standard (FMVSS) 214. Dieser Standard enthält die Regularien für Seitenaufprall-Crashtests in den USA (siehe auch Abschnitt 2.5). Eppinger et al. [24] werteten im Auftrag der National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) 84 Seitenaufprall-Leichen-Versuche aus und entwickelten den Thorax-Trauma-Index. Im Gegensatz zu den bisher genannten Verletzungskriterien ist der TTI abhängig von Alter und Masse des Opfers. Durch fortgeschrittenes Alter steigt, wie bereits gesehen, das Risiko, durch bestimmte Belastungen eine Verletzung zu erleiden. Auch eine höhere Körpermasse trägt zu einer Belastungserhöhung bei, da daraus eine Erhöhung der wirkenden Kräfte folgt. Morgan et al. [60] und die Forschungsvereinigung Automobiltechnik (FAT) analysierten weitere Leichenversuche und schlugen eine verfeinerte Berechnung des TTI vor. In Kuppa et al. [46] wird Formel 2.9 zur Berechnung des TTI angegeben.

$$TTI = 1,4 \cdot \text{Alter} + 0,5[a_y(\text{Rippe}) + a_y(\text{Th12})] \cdot \frac{\text{Masse}}{75\text{kg}} \quad (2.9)$$

wobei $a_y(\text{Rippe})$ das Maximum von $1,3 \cdot a_y(\text{Rippe4}) - 2,02$ und $a_y(\text{Rippe8})$ ist. $a_y(\text{Th12})$ ist die laterale Beschleunigung des zwölften Brustwirbels.

a_y ist das Maximum des Betrages der jeweiligen lateralen Beschleunigungen.

Für Dummies (TTId) wird der TTI ohne den alters- und massenabhängigen Term berechnet. Diese Form des TTI wird auch TTIdkernel genannt.

$$TTId = 0,5 \cdot (a_y(\text{Rippe}) + a_y(\text{Th12})) \quad (2.10)$$

Die Analyse weiterer Leichenversuche [15, 46, 70] bestätigten das Potential, mit Hilfe des TTI Thoraxverletzungen voraussagen zu können. Kuppa et al. [46] entwickelten folgende Formeln zur Berechnung der Verletzungswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit des TTI:

$$p(\text{AIS3+}) = \frac{1}{1 + e^{7,2448 - 0,048657 \cdot TTI}} \quad (2.11)$$

$$p(\text{AIS4+}) = \frac{1}{1 + e^{8,7703 - 0,048657 \cdot TTI}} \quad (2.12)$$

Auf der linken Seite in Abbildung 2.6 wird der Zusammenhang zwischen TTI und Verletzungswahrscheinlichkeit grafisch dargestellt.

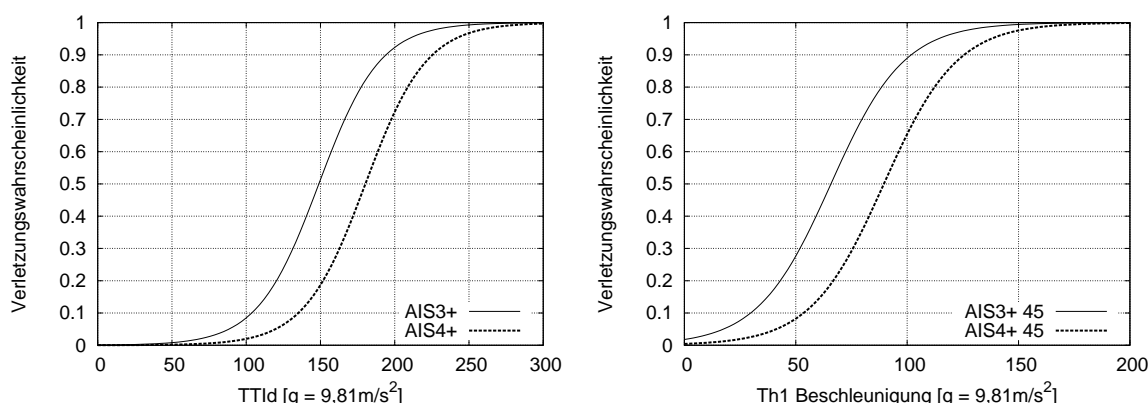


Abbildung 2.6: Wahrscheinlichkeit einer Thoraxverletzung der Schwere AIS 3+ bzw. AIS 4+ in Abhängigkeit des TTI_d (links) und der Beschleunigung des ersten Brustwirbels für einen 45-Jährigen (rechts)

Die Grenzwerte des TTI_d beim FMVSS 214 liegen beim 85-fachen der Erdbeschleunigung² für Dummies in 4-türigen bzw. 90 g für Dummies in 2-türigen Fahrzeugen. Bei einem TTI_d von 85 g hätte ein 45 Jahre alter und 75 kg schwerer Mensch einen TTI von 148 g und würde damit nach Formel 2.11 mit einem Risiko von 49% eine AIS 3+ Verletzung erleiden. Wäre der Mensch 20 Jahre älter, würde die Verletzungswahrscheinlichkeit bei 79% liegen.

2.3.4 Kräfte und Beschleunigungen

Auch Beschleunigungen oder Kräfte werden als Verletzungskriterium verwendet. Viano et al. [87] geben an, dass es ab einer maximalen lateralen Beschleunigung des 12. Brustwirbels von 31,6 g in 25 % der Fälle zu einer schweren (AIS 4+) Verletzung kommt. Nach Kuppaa et al. [46] korreliert neben dem TTI die resultierende Beschleunigung des ersten Brustwirbels Th1 in Kombination mit dem Alter gut mit dem Verletzungsrisiko. Die Formeln 2.13 und 2.14 stellen den Zusammenhang zwischen der Beschleunigung von Th1 und der Wahrscheinlichkeit her, eine Thorax-Verletzung vom Schweregrad AIS 3+ bzw. AIS 4+ zu erleiden. Grafisch geben die in Abbildung 2.6 rechts dargestellten Kurven den Zusammenhang wider.

$$p(AIS3+) = \frac{1}{1 + e^{6,4606 - 0,0544 \cdot \text{alter} - 0,061 \cdot a_{Th1}}} \quad (2.13)$$

$$p(AIS4+) = \frac{1}{1 + e^{7,9103 - 0,0544 \cdot \text{alter} - 0,061 \cdot a_{Th1}}} \quad (2.14)$$

Da sich die Reaktionen des Seitenaufprall-Dummys auf Beschleunigungen von denen der PMTO unterscheiden, können die oben genannten Formeln nicht direkt auf den Dum-

² $g = 9,81 m/s^2$

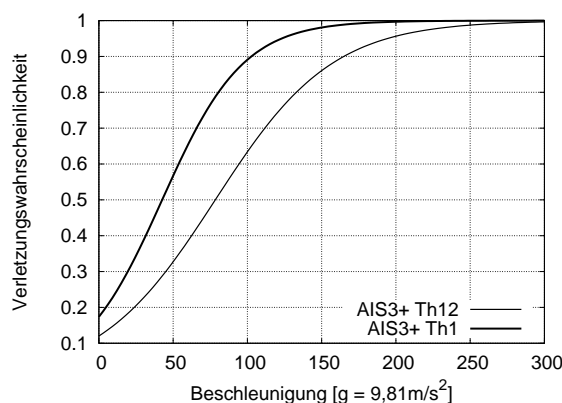


Abbildung 2.7: Verletzungswahrscheinlichkeit ES-2 in Abhängigkeit der lateralen Beschleunigung von Th1 und Th12

my angewandt werden. Für die Berechnung der Verletzungswahrscheinlichkeit aus den Beschleunigungen des dem oberen (a_o) und unteren (a_u) Brustwirbel eines Menschen entsprechenden Stellen des Dummys ergeben sich folgende Formeln [46].

$$p(AIS3+) = \frac{1}{1 + e^{1,56 - 0,0366 \cdot a_o}} \quad (2.15)$$

$$p(AIS3+) = \frac{1}{1 + e^{1,991 - 0,0254 \cdot a_u}} \quad (2.16)$$

2.3.5 Becken

Da in dieser Arbeit auch auf das Verletzungsrisiko des Beckens beim Lateralaufprall eingegangen wird, soll auch dies hier erläutert werden. Das Verletzungskriterium des Beckens in der europäischen Richtlinie ECE-R95 ist die maximale auf die Schambeinfuge (Symphyse) des Dummys wirkende Kraft. Die beim Seitenaufprall-Dummy gemessene Kraft sollte einen Wert von 6 kN nicht überschreiten [76]. Da beim Menschen die auf die Symphyse wirkende Kraft nicht direkt gemessen werden kann, können anhand dieser Größe beim Menschen keine Aussagen über die Verletzungswahrscheinlichkeit gemacht werden. Ein auf den Menschen übertragbares Verletzungskriterium ist die im FMVSS 214 verwendete Beckenbeschleunigung. Innerhalb der Richtlinie FMVSS 214 wird eine am Kreuzbein gemessene Beschleunigung von unter 130 g gefordert. Schmitt et al. [76] geben an, dass weder die maximale Beckenbeschleunigung noch die maximale Beckendeformation gut mit der Verletzungswahrscheinlichkeit korrelieren.

2.4 Die Methode der Finiten Elemente

Die Finite-Elemente-Methode (FEM) ist ein numerisches Verfahren zur Berechnung von Verformungen und Spannungen komplexer geometrischer Strukturen. Die Methode der Finiten Elemente wird dann eingesetzt, wenn sich die das System beschreibenden partiellen Differentialgleichungen nicht mehr exakt lösen lassen. Das Verfahren der Finiten Elemente findet heute sehr vielseitige Anwendung und ist zur wichtigsten Methode zur Lösung partieller Differentialgleichungen geworden [12]. Die FEM kann z.B. zur Berechnung von Strömungen, statischen Materialtests oder zur Berechnung von Deformationen bei einem Crashtest zum Einsatz kommen. Ein Beispiel aus der Rechtsmedizin ist das Bestimmen des Todeszeitpunkts anhand der Temperaturverteilung im Körper einer Leiche (vgl. Mall und Eisenmenger [52]).

Bei der Anwendung dieser Methode wird die zu untersuchende Struktur in sogenannte finite Elemente unterteilt. Dieser Vorgang wird in der Mathematik als Diskretisierung bezeichnet. Die gesuchten Parameter, wie z.B. die Verschiebungen, werden ersatzweise an den Knotenpunkten des durch die Diskretisierung entstandenen Netzes berechnet. Durch die Diskretisierung kann die eigentlich zu lösende partielle Differentialgleichung in ein System von linearen Differentialgleichungen transformiert werden, das mit Hilfe numerischer Methoden, wie z.B. dem Runge-Kutta-Verfahren, gelöst werden kann. Die Anzahl der Differentialgleichungen in diesem Gleichungssystem steigt mit der Anzahl der Knoten. Die zu berechnende geometrische Struktur kann dabei in eindimensionale Stab- oder Balkenelemente, zweidimensionale Membran- und Schalenelemente oder dreidimensionale Volumenelemente zerlegt werden. Unter Berücksichtigung der jeweiligen Materialparameter und Randbedingungen wird die Bewegungsgleichung 2.17 der Knoten aufgestellt (vgl. [56, 64]).

$$K\omega + D\dot{\omega} + M\ddot{\omega} = F_{ext} \quad (2.17)$$

Die verschiedenen das System beschreibenden Material-Eigenschaften stecken dabei in der Steifigkeitsmatrix K , der Dämpfungsmatrix D und der Massenmatrix M . ω ist der Verschiebungsvektor des Knotens. Damit ist $\dot{\omega}$ der Geschwindigkeitsvektor und $\ddot{\omega}$ der Beschleunigungsvektor des Knotens. F_{ext} ist die Summe der von außen auf das System einwirkenden Kräfte.

Materialeigenschaften werden in der technischen Mechanik durch verschiedene Kennwerte beschrieben. Dazu gehören u.a. die Dichte, der Elastizitätsmodul, die Fließspannung sowie die Querkontraktionszahl. Der Elastizitätsmodul E , auch E-Modul oder Youngs-Modulus (Gleichung 2.18) genannt, beschreibt den Zusammenhang zwischen Spannung σ und Dehnung ϵ eines Materials. Je größer der E-Modul, desto höher ist die Steifigkeit des Materials. Verformt sich das Material, kann sich der E-Modul aufgrund dieser Verformung verändern.

$$E = \frac{d\sigma}{d\epsilon} \quad (2.18)$$

Als Fließspannung wird die Spannung bezeichnet, ab der das Material beginnt, sich plastisch zu verformen. Die Querkontraktionszahl μ oder auch Poisson-Zahl (Gleichung 2.19) steht für das Verhältnis von Dickenänderung zu Längenänderung.

$$\mu = -\frac{\Delta d/d}{\Delta l/l} \quad (2.19)$$

Zusätzlich zu den genannten Werten gibt es einen Maximalwert der Dehnung, den das Material nicht überschreiten kann. Bei diesem Maximalwert versagt das Material und es kommt zu einem Riss. Diese maximale Dehnung wird auch als Bruchdehnung bezeichnet.

Zur Lösung der Bewegungsgleichung (2.17) können implizite und explizite Lösungsverfahren eingesetzt werden. Da bei der Simulation von Crashtests hohe Geschwindigkeiten und Verformungen auftreten und das System dadurch hochgradig nicht linear ist, eignen sich hier explizite Lösungsverfahren. Ein implizites Lösungsverfahren würde hier zu sehr viel höheren Rechenzeiten führen.

Je feiner das gewählte Netz ist, d.h. je kürzer die Kantenlängen der einzelnen Elemente sind, desto genauer wird die Näherung des Ergebnisses. Außerdem sinkt durch eine kleinere Kantenlänge auch der verwendete Zeitschritt Δt , der für alle Elemente folgende Bedingung erfüllen muss, um Instabilität zu vermeiden.

$$\Delta t < l \cdot \sqrt{\frac{\rho}{E}} \quad (2.20)$$

Die Größe des Zeitschritts hängt von der Kantenlänge l jedes Elementes sowie vom E-Modul E und der Dichte ρ des Materials ab. Verändern sich während der Deformation die Kantenlänge oder der E-Modul, so wird der Zeitschritt durch die FE-Software automatisch angepasst (Zeitschrittsteuerung). Treten zu große Verformungen auf, kann es zum Abbruch der Berechnung kommen.

Weiterführende, vertiefende Informationen und Beschreibungen zur Methode der Finiten Elemente findet man u.a. in Zienkiewicz [93], Schwarz [78] und von Merten [56]. Schönplflug [79] und Muggenthaler [62] beschreiben in ihren Arbeiten den Einsatz der Finite-Elemente-Methode in biomechanischen Anwendungsgebieten.



Abbildung 2.8: Realer Crashtest (aus [28]) und Crash-Simulation mit PAMCRASH (aus [9])

2.5 Crashtests und Crash-Simulationen

2.5.1 Crashtests

Von der Fahrzeugindustrie selbst, aber auch von unabhängigen Prüfstellen wie dem TÜV, dem ADAC, der BAST³ und Vereinigungen wie dem EuroNCAP⁴ werden Crashtests durchgeführt, um die Sicherheit neuer Fahrzeuge für Insassen bzw. Fußgänger zu überprüfen. Dabei werden Frontalaufprall-, Seitenaufprall- und sogenannte Pfahl-Tests durchgeführt. Als Insassen kommen Crashtest-Dummys (siehe 2.5.2) zum Einsatz, an deren Messinstrumenten Kräfte und Beschleunigungen während des Crashtests gemessen werden. Anhand der gemessenen Werte lassen sich Aussagen über Verletzungswahrscheinlichkeiten und damit über die Sicherheit des getesteten Fahrzeugs machen. Vor der Zulassung müssen neue Fahrzeuge in der Europäischen Union und den Vereinigten Staaten, aber z.B. auch in Australien oder Japan verschiedene Sicherheits-Kriterien erfüllen. In Europa gelten die Regularien des Economic Council for Europe (ECE), in den USA gilt der Federal Motor Vehicle Safety Standard (FMVSS) der National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA). Tabelle 2.3 zeigt die Unterschiede der europäischen und amerikanischen Regularien am Beispiel der Seitenaufprall-Tests.

2.5.2 Crashtest-Dummys

Anthropometrische Messpuppen (engl.: *Anthropomorphic Test Devices* ATD), besser bekannt als Crashtest-Dummys (Abbildung 2.9), kommen bereits seit den 1950er Jahren in der Fahrzeugindustrie bei Crashtests zum Einsatz [7]. Für die verschiedenen Lastfälle wer-

³Bundesanstalt für Straßenwesen

⁴European New Car Assessment Programme

	ECE-R95	FMVSS 214
Aufprallgeschwindigkeit	50 km/h	54 km/h (Krebsgang)
Dummy	EuroSID	SID
Grenzwerte Thorax	Deflexion < 42 mm VCmax < 1 m/s	TTI < 85 g
Grenzwerte Becken	Symphysenkraft < 6 kN	Kreuzbein-Beschleunigung < 130 g

Tabelle 2.3: ECE-R95 (Europäische Richtlinien für Seitenaufprall) und FMVSS 214 (US-Amerikanische Richtlinien für Seitenaufprall [38])

den je nach Belastungsrichtung unterschiedliche Dummies eingesetzt. Es gibt Dummies, die speziell für Frontalaufprall-Versuche entwickelt wurden (z.B. Hybrid III), sowie Dummies, die für laterale Lastfälle ausgelegt sind, sogenannte Side Impact Dummies (SID). Außerdem gibt es Rear-Impact-Dummies (RID), die für Heckaufprallversuche entwickelt wurden, wie z.B. den BioRID 2. Daneben gibt es auch verschiedene Kinder- oder Fußgänger-Dummies. Zur Familie der Seiten-Aufprall-Dummies zählen u.a. der SID-II, der EuroSID, der ES-2, der BioSID und der neue WorldSID. Im Folgenden wird der ES-2 näher beschrieben, da das numerische Modell dieses Dummies in dieser Arbeit mit dem Mensch-Modell HUMOS verglichen wird.

Der ES-2 (Abbildung 2.9) ist eine verbesserte Version des Vorgängers EuroSID. Er wurde innerhalb eines Konsortiums aus europäischen Wissenschaftlern, Automobil- und Dummy-Herstellern entwickelt. Damit ist der ES-2 der erste einheitliche Seiten-Aufprall-Dummy [6] und wird z.B. vom EuroNCAP für die Seitenaufprall-Tests eingesetzt. Der ES-2 repräsentiert einen 50%-Mann, d.h. 50% der europäischen Bevölkerung sind kleiner und leichter als der Dummy. Die Sitzhöhe des ES-2 beträgt 90,9 cm bei einem Gewicht von 72 kg. Im Wesentlichen besteht der ES-2 aus einem Skelett aus Kunststoff und Metall, das von einem die Weichteile repräsentierenden Schaum überzogen ist [76]. Die Arme des ES-2 werden von einem rotierenden Schulter-Klavikula-System gehalten und enden auf Höhe des Ellbogens und werden deshalb als „Stummelarme“ bezeichnet. Der Brustkorb besteht aus drei Rippen-Modulen (Abb. 2.10), die jeweils aus dem gleichen Feder-Dämpfer-System konstruiert sind. Mit Hilfe von Potentiometern können Eindrückungen des Brustkorbs gemessen werden. Auf Höhe des 1. und des 12. Brustwirbels angebrachte Kraftaufnehmer messen die Kraftübertragung zwischen Hals und Thorax sowie zwischen oberem und unterem Teil des Torsos [6]. Die Brustwirbelsäule dieses Dummies besteht aus einem starren Block, dem Thorax-Spine-Block. Die Instrumentierung des ES-2 kann der Abbildung 2.11 entnommen werden.

Byrnes et al. [13] untersuchten die Biofidelity des ES-2 Dummies anhand verschiedener Testreihen. Die Biofidelity gibt an, wie gut der Dummy den Menschen in Bezug auf Kinematik und wirkende Kräfte repräsentiert. Der Thorax des ES-2 Dummies bekam dabei eine Biofidelity Bewertung von 5,3. Dies ist nach der Klassifikation ISO TR 9790 von 1999 als „befriedigend“ zu bewerten. Die Skala reicht von 0 „unakzeptabel“ bis 10 „exzellent“.



Abbildung 2.9: Dummy-Familie (aus [21]) und ES-2 (aus [28])

Die Grenze zwischen „befriedigend“ und „gut“ liegt bei 6,5 Punkten. Insgesamt wird der ES-2 mit einer Biofidelity von 4,6 („ausreichend“) bewertet, womit er eine etwas bessere Biofidelity hat als sein Vorgänger EuroSID-1 (4,4 Punkte). Eine höhere Biofidelity als der ES-2 bekam nur der neue WorldSID, der momentan einzige Seitenaufpralldummy, dessen Biofidelity mit „gut“ (7,6 Punkte) bewertet wurde [35, 91].

Bei lateralen Crashtests mit dem ES-2 wurde festgestellt, dass sich die Rückenplatte (engl.: *Backplate*) des Dummys am Sitz des Fahrzeuges verhängen kann [73]. Dadurch verringert sich die Rippeindrückung des Dummys und es kommt somit zu einer Verfälschung der Test-Ergebnisse. Um das zu verhindern, wurde von FTSS (First Technology Safety Systems) eine Erweiterung für die Rippenmodule (Rib Extension) des ES-2 entwickelt. Durch diese Erweiterung wird die bisher existierende Lücke zwischen den Rippenmodulen und der Rückenplatte geschlossen und so ein „Verhängen“ verhindert [46]. Der mit dieser Erweiterung ausgestattete ES-2 wird ES-2re (re = Rib Extension) genannt. FTSS haben den ES-2re Zertifizierungs-Tests unterzogen und konnten keine Unterschiede in den Antworten, wie z.B. der Thorax-Kompression, auf die unterschiedlichen Belastungen im Vergleich zum ES-2 Dummy feststellen.

2.5.3 EuroNCAP

Verschiedene unabhängige europäische Institutionen haben sich zum European New Car Assessment Programme (EuroNCAP) zusammengeschlossen. Dazu gehören u.a. der ADAC aus Deutschland, das Bundesverkehrsministerium sowie ähnliche Organisationen anderer europäischer Länder [28]. Die Vereinigung hat es sich zur Aufgabe gemacht, neue Fahrzeuge auf ihre Sicherheit zu überprüfen und Verbraucher entsprechend zu informieren [26]. Dazu werden die Fahrzeuge mit null bis fünf Sternen bewertet, basierend auf den Ergeb-

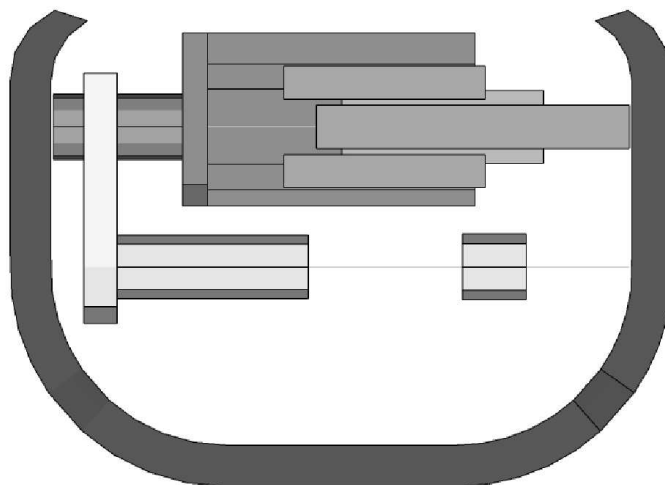


Abbildung 2.10: ES-2 Rippenmodul von oben (FE-Modell)

nissen aus den Crashtests. Für jedes Fahrzeug werden ein Frontal- und ein Seitenaufprall sowie ein Pfahlanprall und ein Fußgängeraufprall getestet. Bei jedem Crashtest werden die Ergebnisse für die einzelnen Körperregionen mit Punkten bewertet.

Die Bewertung jeder Körperregion basiert dabei auf den Messwerten des Dummys. Für jede Körperregion werden verschiedene Verletzungskriterien mit bestenfalls vier Punkten bewertet. Gibt es mehrere Kriterien für eine Körperregion, so geht das schlechtere Ergebnis in die Wertung ein. Der pro Körperregion erhaltenen Punktzahl werden Farben zugeordnet. Ein Körperteil wird grün markiert, wenn hier die höchste Punktzahl erreicht und rot, wenn überhaupt keine Punkte erreicht wurden. Dazwischen liegen die Farben Gelb, Orange und Braun. Die Grenze zwischen Grün und Gelb liegt bei einer Verletzungswahrscheinlichkeit von 5%, die Grenze zwischen Braun und Rot liegt meistens im Bereich der ECE-R95 Grenzwerte [36].

Mit wievielen Sternen ein Fahrzeug schließlich bewertet wird, ergibt sich aus der Addition der Punkte der einzelnen Körperregionen und Tests. Beim Frontal- und Seiten-Aufprall gehen jeweils vier Körperregionen mit maximal vier Punkten in die Bewertung ein. Beim Pfahltest können zwei weitere Punkte erreicht werden. Um mit fünf Sternen bewertet zu werden, muss ein Fahrzeug bei den verschiedenen Tests insgesamt mindestens 33 Punkte erreicht haben. Eine detailliertere Beschreibung des Bewertungssystems findet sich in [26].

Da sich diese Arbeit mit lateraler Belastung beschäftigt, wird im Folgenden auf den beim EuroNCAP durchgeführten Seiten-Crash näher eingegangen. Wie in [27] beschrieben, erfolgt der Aufprall mit einer Geschwindigkeit von 50 km/h. Eine auf einen Schlitten montierte deformierbare Barriere rammt dabei die Fahrerseite des zu testenden Fahrzeugs (Abbildung 2.12). Als Insasse kommt der ES-2 Dummy zum Einsatz.

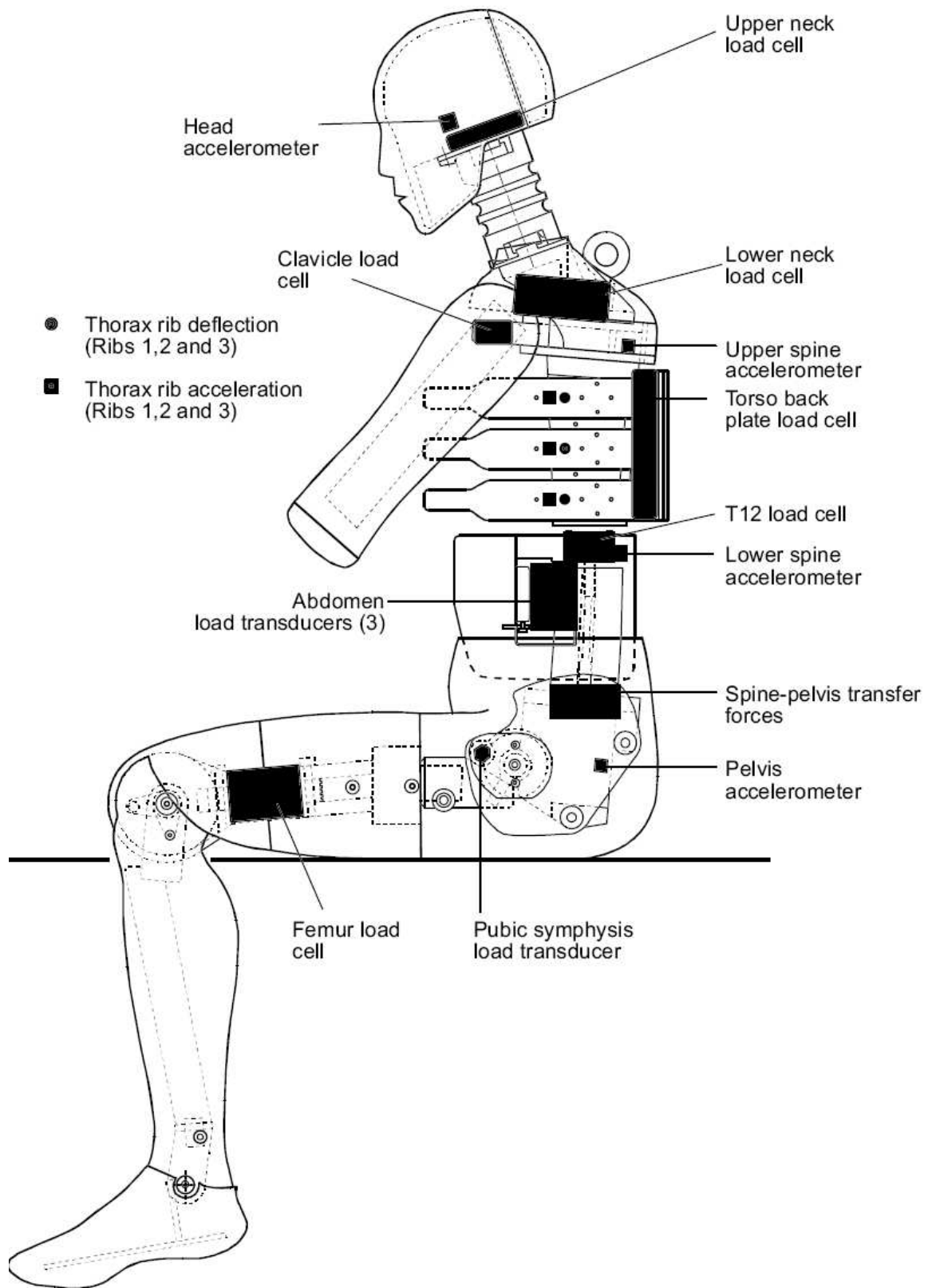


Abbildung 2.11: ES-2 Instrumentierung (aus Samaha et al. [75])

Für die Bewertung des Thorax dienen beim Seitenaufprall die Thorax-Kompression und das Viscous Criterion VCmax. Liegt die Thorax-Kompression unter 22 mm, so werden vier Punkte vergeben. Liegt sie über 42 mm so gibt es keinen Punkt für den Thorax-Bereich. Bei einer Kompression zwischen 22 mm und 42 mm wird die Punktzahl linear interpoliert. Bei VCmax gibt es null Punkte bei einem Ergebnis größer als 1 m/s und vier Punkte, falls der Wert kleiner als 0,32 m/s ist. Die volle Punktzahl wird hier also erreicht, wenn weder VCmax noch die Thorax-Kompression größer als der niedrigere der beiden Werte ist. Zudem werden Verletzungskriterien für den Kopf, den Abdomen und das Becken berechnet. Für das Becken gilt z.B. eine Symphysen-Kraft von 3 kN als oberer Richtwert und eine Kraft von 6 kN als unterer Richtwert. Neben den genannten Verletzungskriterien gibt es zusätzliche Grenzwerte (Modifier), bei deren Überschreiten maximal zwei Punkte für die entsprechende Körperregion abgezogen werden. Für den Seitenaufprall gibt es den Backplate- und den T12-Modifier. Außerdem wird für jede Tür, die während des Crashtests aufgegangen ist, ein Strafpunkt abgezogen.

Da sich die Rückenplatte (engl.: *Backplate*) des ES-2 Dummys an der Rückenlehne des Sitzes verfangen kann und somit die Werte der Thorax-Eindrückung verfälscht würden [3], wurde der Backplate-Modifier eingeführt. Beim Backplate-Modifier gibt es maximal zwei Strafpunkte für die Thorax-Region, wenn die an der Backplate gemessene laterale Kraft einen Wert von 4 kN übersteigt. Liegt der Wert zwischen 1 kN und 4 kN, so wird ein interpolierter Wert zwischen 0 und 2 Punkten abgezogen.

Übersteigt die am T12 gemessene laterale Kraft F einen Wert von 2 kN bzw. das Moment 200 Nm, so werden aufgrund des T12-Modifiers zwei Strafpunkte von der Thorax-Punktzahl abgezogen. Liegt der Wert zwischen 1,5 kN und 2 kN (bzw. zwischen 150 Nm und 200 Nm), so wird ein interpolierter Wert zwischen 0 und 2 Punkten abgezogen. Dieser Modifier wurde eingeführt, um zu vermeiden, dass eine geringere Thoraxdeformation erreicht wird, indem die Belastung über das Becken des Dummys eingeleitet wird. In diesem Fall würde das zu einer Erhöhung der an Th12 gemessenen Kraft führen. [32].

Die Beschreibung aller Test-Verfahren, sowie die Ergebnisse der Tests der einzelnen Fahrzeuge stehen auf der Webseite der EuroNCAP [28] zum Download bereit.

2.5.4 Crashsimulation

Durch den Einsatz immer leistungsfähigerer Computer und ausgefeilterer numerischer Methoden ist es heutzutage möglich, ganze Crashtests am Computer zu simulieren. Während die Kosten eines Full-Scale-Tests mit dem Prototyp eines neuen Fahrzeugs bei etwa 750 000 Euro liegen, werden die Kosten für eine Crash-Simulation, trotz der langen Rechenzeit, nur mit etwa 400 Euro angegeben [4]. Zu den Vorteilen der Crash-Simulation zählt neben der Kostenersparnis auch die Möglichkeit der einfachen Parametervariation. So können z.B. unterschiedliche Aufprall-Geschwindigkeiten oder Aufprall-Winkel simuliert, bzw. Verände-



Abbildung 2.12: Seitenaufprall Test EuroNCAP (aus [28])

rungen am Fahrzeug-Modell vorgenommen werden, die beim realen Crashtest nicht bzw. nur mit erheblichem Aufwand möglich wären. Als Insassen kommen bei der Crashsimulation numerische Modelle der Crashtest-Dummys zum Einsatz (Abbildung 2.13). Da Simulationen nur näherungsweise Ergebnisse liefern können (vgl. Muggenthaler [64]), wird man jedoch auch in Zukunft auf reale Crashtests nicht verzichten können. Immer häufiger aber werden Full-Scale-Crashtests durch Crash-Simulationen ergänzt werden.

2.5.5 Numerische Menschmodelle

Jahrzehntelang wurden ausschließlich Crashtest-Dummys eingesetzt, um Fahrzeuge auf ihre Sicherheit zu überprüfen. Diese Messpuppen sind aber in ihrer Biofidelity sowie ihren Einsatzmöglichkeiten eingeschränkt. Außerdem repräsentieren sie nur einen kleinen Teil der europäischen Bevölkerung (vgl. Vezin et al. [86]). Um Sicherheitssysteme für Fahrzeuge weiter zu verbessern, benötigt man Modelle, die das Potential haben, die Verletzungsmechanismen realitätsnah wiederzugeben. Zu diesem Zweck arbeiten immer mehr Institutionen an der Entwicklung numerischer Modelle des Menschen, wie z.B. dem HUMOS-Modell (siehe Abschnitt 2.6), dem H-Model (ESI Group) oder auch dem THUMS-Modell (Toyota) (Abbildung 2.14). Ein Vorteil numerischer Menschmodelle gegenüber den herkömmlichen Dummys und deren numerischen Modellen ist die viel höhere Detailgenauigkeit. Diese bezieht sich einerseits auf die anatomisch korrekte Darstellung des Bewegungsapparates und der Organsysteme, andererseits auf die jeweiligen biomechanischen Materialeigenschaften menschlichen Gewebes. In der Modellierung des organischen Gewebes stellt sich auch die Hauptschwierigkeit bei der Entwicklung von Menschmodellen dar [76]. Im numerischen Modell werden die Eigenschaften von biologischem Gewebe durch komplizierte nicht-lineare Material-Modelle beschrieben. Im Gegensatz dazu lassen sich industriell gefertigte Materialien meist durch einfache lineare Gesetze beschreiben [64]. Nach der Modellierung numerischer Menschmodelle werden diese anhand der Ergebnisse aus PMTO- und Freiwilligen-Versuchen (z.B. Muggenthaler et al. [63]) validiert. Dazu werden die Simulations-Ergebnisse

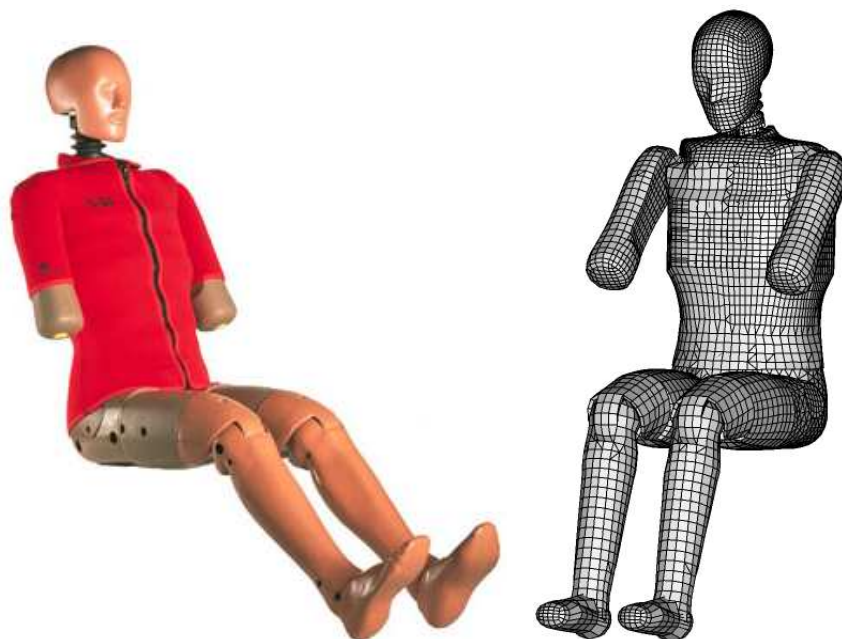


Abbildung 2.13: *ES-2 (aus [28]) und numerisches ES-2 Modell*

mit den Ergebnis-Korridoren der Versuche verglichen. Liegen die Simulationsergebnisse außerhalb des Korridors, so werden die Materialparameter entsprechend angepasst.

Durch den Einsatz von Crashtest-Dummys können Verletzungen nur anhand gemessener Kraft- oder Beschleunigungswerte bzw. der Thorax-Kompression vorausgesagt werden. Bei numerischen Menschmodellen auf Basis der Finiten-Elemente-Methode können Verletzungen direkt am betroffenen Gewebe abgelesen werden. Dies ist u.a. auch nützlich, um Verletzungsmechanismen besser zu verstehen.

Außer der Methode der Finiten Elemente wird weit verbreitet auch die Mehr-Körper-System-Methode (MKS-Methode) zur numerischen Mensch-Modellierung eingesetzt. MKS-Modelle bestehen aus starren Körpern bzw. Segmenten, die durch kinematische Gelenke miteinander verbunden sind. Zwischen den Starrkörpern, die durch Zylinder, Ellipsoide oder Ebenen dargestellt werden, können Kontakte definiert werden. Die einzelnen Starrkörper sind nicht deformierbar. Ebenso wie bei der Methode der Finiten Elemente wird die Lösung der Bewegungsgleichung des Systems mit Hilfe numerischer Verfahren numerisch angenähert [64]. Mit Hilfe der MKS-Methode ist es nur möglich, die Kinematik des Körpers und die an den Kontakten wirkenden Kräfte zu bestimmen. Verletzungen lassen sich nicht wie bei der Finiten-Elemente-Methode direkt ablesen. Gut geeignet ist die MKS-Methode z.B., um bei Fußgängerunfällen eine Analyse der Kinematik vorzunehmen. Diese Daten können dann z.B. als Eingangsdaten für eine anschließende Simulation mit der detaillierteren Finiten-Elemente-Methode dienen. Eine Simulation mit der MKS-Methode benötigt deutlich weniger Rechenzeit und damit Computer-Ressourcen als ei-

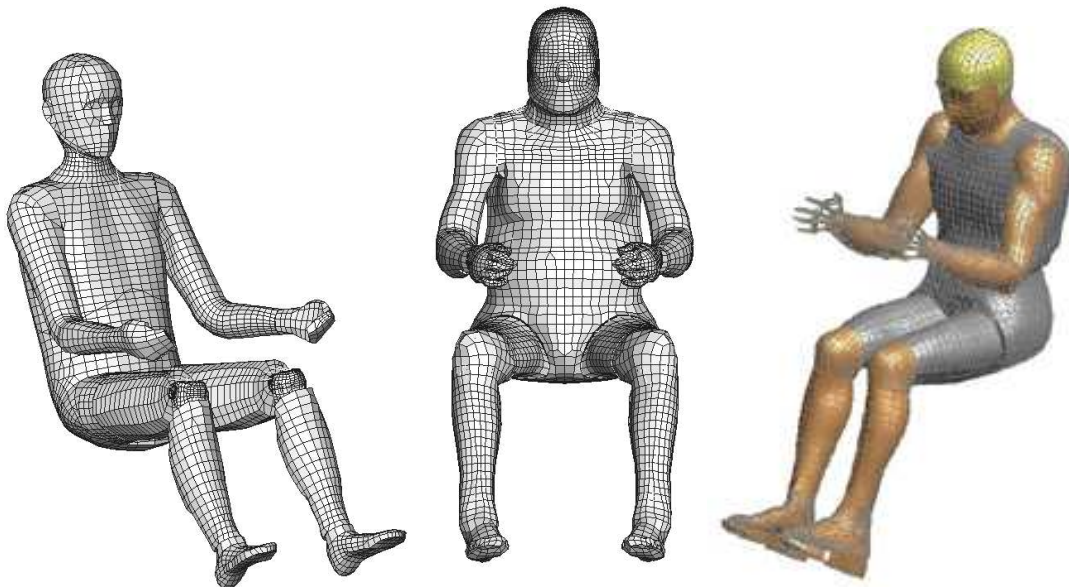


Abbildung 2.14: *H-Model (aus [9]), HUMOS (EU-Projekt) und THUMS (Total HUman Model for Safety aus [22])*

ne FEM-Simulation. Eine detailliertere Beschreibung der MKS-Methode findet sich u.a. in [85].

Numerische Modelle des Menschen werden aber nicht nur bei der Entwicklung passiver Sicherheitssysteme für Kraftfahrzeuge eingesetzt. Auch zur Operations-Vorbereitung werden FE-Modelle des Menschen erstellt, um z.B. den Sitz von Implantaten schon vor dem Einsetzen zu überprüfen [65]. MKS-Modelle werden u.a. auch eingesetzt, um ergonomische Designoptimierungsprozesse zu unterstützen (z.B. RAMSIS [10] oder Anybody [8]).

2.6 HUMOS - Human Model for Safety

2.6.1 Die Projekte

Wie schon im Abschnitt über numerische Menschmodelle beschrieben, wurden lange Zeit Crashtest-Dummys verwendet, um die Sicherheit von Fahrzeugen zu untersuchen. Diese anthropomorphen Testpuppen sind allerdings in ihrer Biofidelity eingeschränkt. Außerdem repräsentieren sie die europäische Bevölkerung nur in beschränktem Maß, da es die Dummys nur in Einheitsgrößen, wie der 5%-Frau, dem 50%-Mann oder dem 95%-Mann, gibt. Veizin et al. [86] schreiben, dass es außerdem ein steigendes Interesse gibt, Crash-Simulationen neben den herkömmlichen Crashtests in die Richtlinien zur Überprüfung der Sicherheit von Neufahrzeugen mit einzubeziehen. Um dies zu verwirklichen, bedarf es aber

	Sitzhöhe [cm]	Größe [cm]	Gewicht [kg]
5%-Frau	83	154	47
50%-Mann	94	178	77
95%-Mann	100	190	103

Tabelle 2.4: Maße der verschiedenen HUMOS Modelle (aus [86])

effizienter, komplexer, menschlicher Modelle mit guter Biofidelity. Ein globales numerisches Modell des menschlichen Körpers zu entwickeln, das geeignet ist, Verletzungen für alle möglichen Unfallarten zu simulieren, war deswegen Ziel der multidisziplinären EU-Projekte HUMOS und HUMOS2. Innerhalb des ersten Projekts, das 1997 startete, wurde von mehreren Partnern aus Industrie und Forschung die erste Version des numerischen Mensch-Modells auf Basis der Finiten-Elemente-Methode entwickelt. Das Modell wurde für drei der hauptsächlich in der Crash-Berechnung eingesetzten Software-Codes implementiert: PAMCRASH (ESI Group), MADYMO (TNO) und RADIOSS (Mecalog).

Um die Beschreibung der kompletten externen und internen Geometrie eines sitzenden 50%-Mannes zu erhalten, arbeiteten Anatomen und Informatiker Hand in Hand. Da es nicht möglich ist, CT- oder MRT-Aufnahmen einer sitzenden Person anzufertigen, entschied man, die Geometrie einer verstorbenen Person zu verwenden. Bei der Auswahl des Leichnams wurde darauf geachtet, dass die Person in etwa einem 50%-Mann entspricht. Das wichtigste Auswahl-Kriterium dabei war die Sitzhöhe. Der ausgewählte Körper hatte eine Größe von 173 cm bei einem Gewicht von 80 kg. Die Sitzhöhe betrug 92 cm. Der Leichnam wurde in einer sitzenden Position, die der eines Fahrzeuglenkers entspricht, eingefroren und dann in einen Polymerblock eingebettet. Anschließend wurde der Block in 5 mm dicke Scheiben zersägt, die dann von beiden Seiten fotografiert wurden. Von Anatomen wurden die Konturen der Organe, Knochen und sonstigen Gewebe nachgezeichnet. Aus den digitalisierten Bildern wurden im Computer die dreidimensionalen Geometrien der einzelnen Organe generiert (CAD Rekonstruktion). Das Vernetzen der einzelnen Organe übernahmen die Software-Hersteller wie z.B. die ESI Group.

Die zur Beschreibung des Modells benötigten Materialparameter stammen hauptsächlich aus der Literatur und wurden durch Versuche innerhalb des Projekts ergänzt. Zum Beispiel wurden statische und dynamische Versuche mit isolierten menschlichen Rippen durchgeführt, um die entsprechenden Materialparameter zu erhalten. Um das Frakturverhalten der Rippen nachzubilden, wurde das Rippenmaterial mit Elementversagen modelliert. Das bedeutet, dass ein Element bei Eintreten einer bestimmten Dehnung gelöscht wird.

Unter Verwendung verschiedenster Gelenk- und Kontakt-Definitionen wurden die einzelnen vernetzten Segmente anschließend zum kompletten Modell zusammengesetzt. Validiert wurden sowohl die einzelnen Segmente als auch das komplette Modell.

Das Ziel des Folgeprojekts HUMOS2 war es - ausgehend vom Modell HUMOS - validierte Menschmodelle verschiedener Größen zu entwickeln, die der europäischen Bevölkerung

entsprechen. Um dies zu verwirklichen, wurde innerhalb des Projekts ein Skalierungs-Tool entwickelt, mit dessen Hilfe man, ausgehend vom HUMOS 50%, personalisierte Modelle generieren kann. Außerdem soll das Modell auch für Simulationen mit Fußgängern, also stehenden Personen, eingesetzt werden. Für diesen Zweck entwickelte man ein Positionierungs-Tool. Mit Hilfe dieses Werkzeugs lassen sich die Gelenke des Modells, wie Schulter-, Ellbogen-, Hüft-, Knie- und Fuß-Gelenk, bewegen, um das Modell in jede gewünschte Körperhaltung zu transformieren. So ist es z.B. auch möglich sogenannte „Out-Of-Position“ (OOP) Situationen zu simulieren, bei denen die Körperhaltung des Insassen nicht der Standard-Sitzposition entspricht. Als Ausgangsbasis standen am Ende des Projekts stehende und sitzende 5%-, 50%- und 95%-Modelle zur Verfügung (Tabelle 2.6.1).

Für die Realisierung des Skalierungs-Tools benötigte man eine anthropometrische Datenbank. Um die interne Geometrie zu erhalten, wurden Röntgenaufnahmen mit niedriger Strahlendosis in zwei Ebenen von 64 Freiwilligen gemacht. Dieselben Freiwilligen wurden auch extern anthropometrisch vermessen. Neben diesen Daten wurden zusätzlich Messdaten von verstorbenen Personen in die Datenbank aufgenommen.

In einem weiteren Task des HUMOS2 Projekts wurden in der Arbeitsgruppe Biomechanik der LMU München in Zusammenarbeit mit der Universität der Bundeswehr München Freiwilligen-Versuche zur Untersuchung des Einflusses der Muskelaktivität auf Kinematik und Muskelmaterial-Eigenschaften durchgeführt. Eine detaillierte Beschreibung dieser Arbeit findet sich in der Dissertation von Muggenthaler [62].

Ein wichtiger Schritt innerhalb des HUMOS2 Projekts war die Validierung der verschiedenen Modelle. Als Validierungsgrundlage dienen dabei reale Unfälle sowie die Ergebnisse aus Leichenversuchen wie z.B. die Schlittenversuche der National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA). Der erste Teil der vorliegenden Dissertation enthält die Validierung des Thorax des HUMOS-Modells bei lateraler Belastung (siehe u.a. 3.1). In Kapitel 6 findet sich zusätzlich ein realer Unfall aus einer Unfall-Datenbank des Instituts für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität (siehe auch Malota [53]).

2.6.2 Das Modell

Im Folgenden wird das numerische Menschmodell HUMOS näher beschrieben. Die Beschreibung beschränkt sich dabei auf die PAMCRASH⁵ Version des Modells, da diese Version in der vorliegenden Arbeit verwendet wird.

Das Modell besteht aus etwa 60 000 Knoten und etwa 84 000 Elementen. 558 verschiedene Materialien beschreiben die einzelnen Organe und Gewebe. Im Wesentlichen sind folgende Organsysteme im Modell vorhanden:

⁵FE Software der Firma ESI Group

- Skelettsystem
- Herz mit Aorta
- Lungen
- Nieren
- Milz
- Magen und Darm
- Muskeln
- alle wesentlichen Sehnen und Bänder

Die Knochen des HUMOS-Modells bestehen im Allgemeinen aus zwei Schichten. Innen liegende Volumen-Elemente, die die Spongiosa des Knochens abbilden, sind von einer Schicht aus Schalen-Elementen umgeben, die die Kortikalis repräsentieren. Das Material der Spongiosa hat dabei eine viel geringere Dichte und einen viel niedrigeren Elastizitätsmodul im Vergleich zum Material der Kortikalis.

Auch die Muskeln des Modells sind aus zwei verschiedenen Elementtypen modelliert. Zum einen aus Balkenelementen, die für die Kraftübertragung der Muskeln vorgesehen sind, sowie aus Volumen-Elementen, die das Muskelfleisch darstellen.

Der Thorax des Menschmodells (Abbildung 2.15) besteht aus dem knöchernen Brustkorb mit Sternum, Schlüsselbein und Schulterblatt, dem Herz, der Aorta, den Lungenflügeln, der Intercostal-Muskulatur sowie der Brustwirbelsäule. Außerhalb des Brustkorbs befindet sich eine Schicht Fett- und Muskelgewebe (Volumen-Elemente), die nach außen von den die Haut repräsentierenden Schalen-Elementen umgeben ist.

Das Material der Rippen ist mit Element-Versagen modelliert. Verformt sich ein Element durch eine Belastung, wird das Material zunächst geschwächt. Ab einer bestimmten Dehnung wird das entsprechende Element dann gelöscht. Dieser Vorgang entspricht in der Realität einer Fraktur. Innerhalb und außerhalb der Rippen befindet sich die innere und äußere Intercostal-Muskulatur in Form von Membran-Elementen. Die Rippenknorpel sind aus innenliegenden Volumen-Elementen mit einer außenliegenden Schicht aus Schalen-Elementen ohne Versagen modelliert.

Das Herz wird durch Volumen-Elemente dargestellt, während die Aorta aus Schalen-Elementen besteht, die um das Lumen angeordnet sind. Das Modell der Aorta ist neben der Austrittsstelle am Herzen am Diaphragma fixiert und durch sogenannte Klebekontakte an der Brustwirbelsäule befestigt. Die meisten anderen Organe werden durch Volumen-Elemente modelliert, die von einer „Haut“ aus Schalen-Elementen überzogen sind. Die

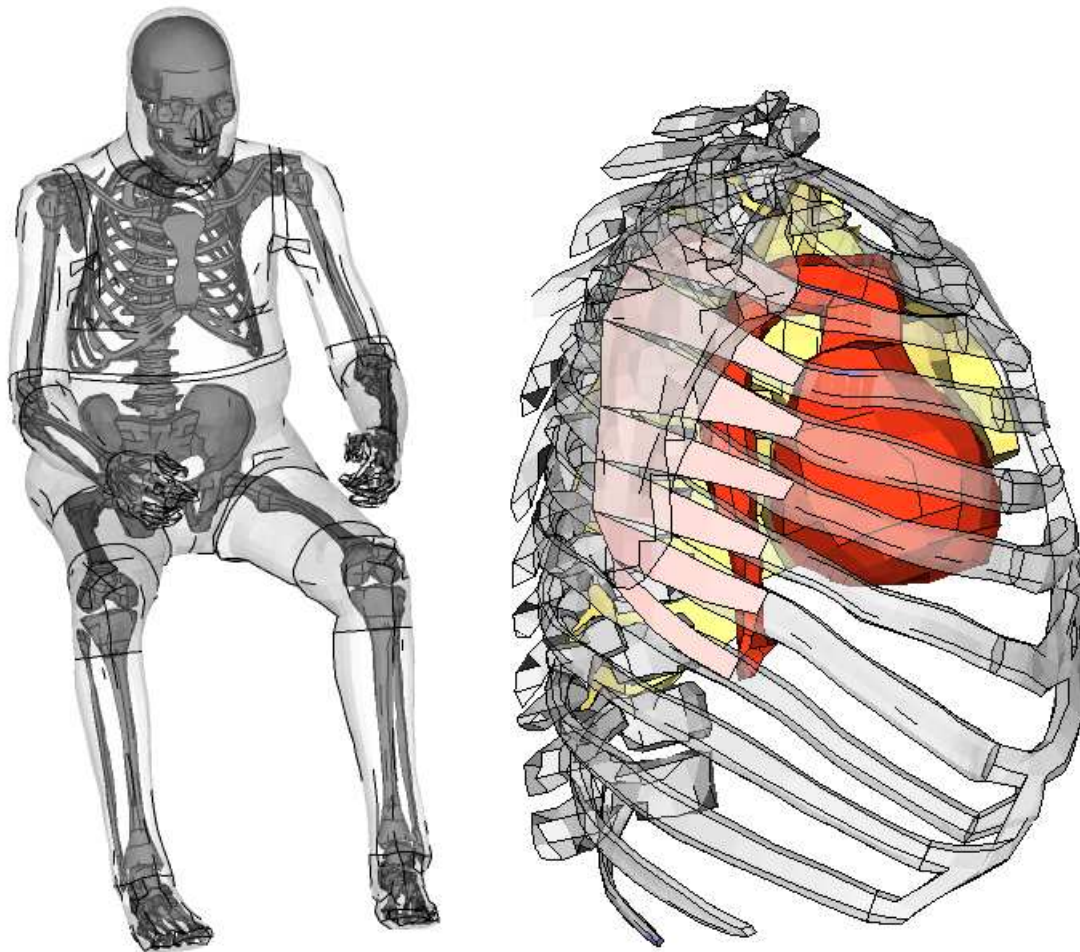


Abbildung 2.15: Aufbau HUMOS Modell - links: Darstellung von Skelett und Haut; rechts: Detailansicht des Thorax von rechts lateral (Der rechte Lungenflügel ist ausgeblendet)

Lungenflügel werden durch Membran-Elemente, gefüllt mit einem thermodynamisch charakterisierten Fluid (sogenannter „Biobag“), modelliert. Sehnen und Bänder werden meist von Schalen-Elementen repräsentiert.

Kapitel 3

Material und Methoden

Wie in der Einleitung dargestellt, soll diese Dissertation zeigen, ob das Risiko schwerer Thoraxverletzungen beim Seitenaufprall verringert werden kann, indem zunächst das Becken des Insassen belastet wird, bevor der Thorax in Kontakt mit der Tür des Fahrzeuges tritt. Um dies zu untersuchen, werden Simulationen mit dem numerischen Mensch-Modell HUMOS sowie dem numerischen Modell des ES-2-Dummys durchgeführt. Besonderes Augenmerk wird dabei auch auf die Unterschiede des Potentials der beiden Modelle gelegt, diese Frage zu beantworten.

Zunächst wird, im ersten Teil dieser Arbeit, der Thorax des HUMOS-Modells validiert, um die nötige Voraussetzung für die Untersuchung der genannten Fragestellung zu gewährleisten.

Alle Simulationen dieser Arbeit wurden mit der Software PAMCRASH der Firma ESI Group berechnet. Das HUMOS-Modell wurde ebenfalls von der ESI Group zur Verfügung gestellt. Zur Vorbereitung der numerischen Modelle für die Simulationen wurde der Preprozessor Hypermesh der Firma Altair eingesetzt. Ausgewertet wurde unter anderem mit den Postprozessoren Hyperview der Firma Altair sowie Pamview der Firma ESI. Desweiteren wurden zur Auswertung der Simulationsergebnisse verschiedene Skripte (Perl, gnuplot) entwickelt.

3.1 Validierung des HUMOS-Modells

Der erste Teil dieser Arbeit befasst sich mit der Validierung des Thorax des HUMOS-Modells. Als Grundlage für die Validierung dienen dabei die Ergebnisse von zehn Leichenversuchen, die am Medical College of Wisconsin (MCW) durchgeführt wurden. Es handelt sich dabei um laterale Schlittenversuche, um die auf den Körper wirkenden Belastungen

beim Seitenaufprall zu untersuchen und Verletzungskriterien zu entwickeln. Ähnliche Versuche wurden u.a. auch von Kallieris et al. [39, 40] oder Cavanaugh et al. [15] durchgeführt. Die Ergebnisse und Protokolle der Leichenversuche sowie die von Maltese et al. [54] ermittelten Korridore können von der Internetseite der National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA)¹ heruntergeladen werden.

Um den Brustkorb des HUMOS-Modells zu validieren, werden die Leichenversuche exakt nachsimuliert. Anschließend werden die Simulationsergebnisse mit den entsprechenden Messwerten aus den Versuchen verglichen und die Material-Parameter des Rippenmaterials entsprechend angepasst. Neben dem Vergleich der Messwerte werden auch die Verletzungen der Leichen dem „Verletzungsmuster“ des HUMOS-Modells gegenübergestellt. Desweiteren werden verschiedene Verletzungskriterien berechnet. Diese dienen in diesem Fall nicht dazu, eventuelle Verletzungen zu prognostizieren, sondern lediglich als Parameter anhand derer das Mensch-Modell mit den Post-Mortalen-Test-Objekten (PMTO) verglichen werden kann. Ist eine Anpassung der Materialparameter notwendig, so beginnt der Validierungsprozess von vorne.

Der kortikale Knochen der Rippen des HUMOS-Modells ist mit einem elastisch-plastischen Material modelliert. Durch sukzessive Adaptierung der verschiedenen Materialparameter, wie dem E-Modul oder der Fließspannung wird das Rippenmaterial so weit angepasst, bis die Simulationsergebnisse den Vorgaben der Versuche entsprechen. Folgende Parameter der Schalen-Elemente des Kortikalis-Materials werden im Laufe des Validierungsprozesses angepasst:

- Dicke
- Dichte
- E-Modul
- Fließspannung
- Parameter des graduellen Materialversagens (Materialschwächung)
- Bruchdehnung (Dehnung ab der das entsprechende Element gelöscht wird)

Die 2002 von Maltese et al. [54] erstellten Korridore enthalten die Ergebnisse von fünf Versuchen. In einer Veröffentlichung von 2003 von Kuppaa et al. [46] finden sich die Maximalwerte dieser und fünf weiterer Versuche. Die Simulations-Ergebnisse werden daher sowohl mit den Korridoren als auch mit den Maximalwerten verglichen. Zusätzlich werden lokale Dehnungswerte und Versagen der Elemente den bei den Leichen aufgetretenen Thoraxverletzungen zugeordnet. Insgesamt werden folgende Versuchs-Ergebnisse mit den entsprechenden Werten der Simulation verglichen:

¹<http://www-nrd.nhtsa.dot.gov>

- Kontaktkräfte mit der Schlittenbarriere
- Thorax-Kompression
- Beschleunigungen des ersten und zwölften Brustwirbels sowie der vierten und achten Rippe und des Kreuzbeins
- Viscous-Criterion
- Thorax-Trauma-Index
- Rippenfrakturen der PMTO mit Elementversagen beim HUMOS
- Kinematik

3.1.1 Beschreibung der PMTO-Versuche

Eine detaillierte Beschreibung der am Medical College of Wisconsin (MCW) durchgeführten Leichen-Versuche findet sich in Maltese et al. [54] und Kuppala et al. [46]. Als Versuchsanordnung kam ein modifizierter Heidelberg-Schlitten für laterale Lastfälle zum Einsatz (Abb. 3.1). Der Schlitten bestand aus einer Sitzbank mit niedrigem Reibwert sowie einer flachen Kontaktbarriere ohne Polsterung. Die Höhe der Kontaktbarriere endete unterhalb der Schulter, so dass kein Kontakt zwischen Schulter und Barriere auftrat. Das PMTO wurde aufrecht auf die Bank des Schlittens gesetzt. Danach wurde der gesamte Schlitten zunächst langsam beschleunigt und anschließend am Umkehrpunkt abrupt in die entgegengesetzte Richtung bewegt. Dadurch rutschte das Test-Objekt mit der Geschwindigkeit des Schlittens am Umkehrpunkt gegen die Kontaktbarriere, die sich nun auf das Test-Objekt zubewegte. Das Test-Objekt und die Kontaktbarriere bewegten sich also mit unterschiedlicher Richtung aufeinander zu. Die Aufprall-Geschwindigkeit Δv betrug jeweils 6,7 m/s.

Das Durchschnittsalter der PMTO lag bei 58,1 Jahren. Das Kollektiv bestand aus sechs männlichen und vier weiblichen PMTO. Die zehn Test-Objekte hatten ein Durchschnittsgewicht von 69,1 kg (siehe auch Tabelle 3.1).

Instrumentierung der PMTO

Die PMTO wurden mit triaxialen Beschleunigungsaufnehmern am ersten und zwölften Brustwirbel sowie am Kreuzbein instrumentiert. Die lateralen Beschleunigungen der vierten und achten Rippe auf der Belastungsseite wurden von uniaxialen Beschleunigungsaufnehmern gemessen. Um die Thorax-Deformation zu bestimmen, kamen spezielle, von Eppinger [23] entwickelte Brustbänder² zum Einsatz. Diese sogenannten Chestbands messen

²external peripheral instrument for deformation measurement - EPIDM [34]

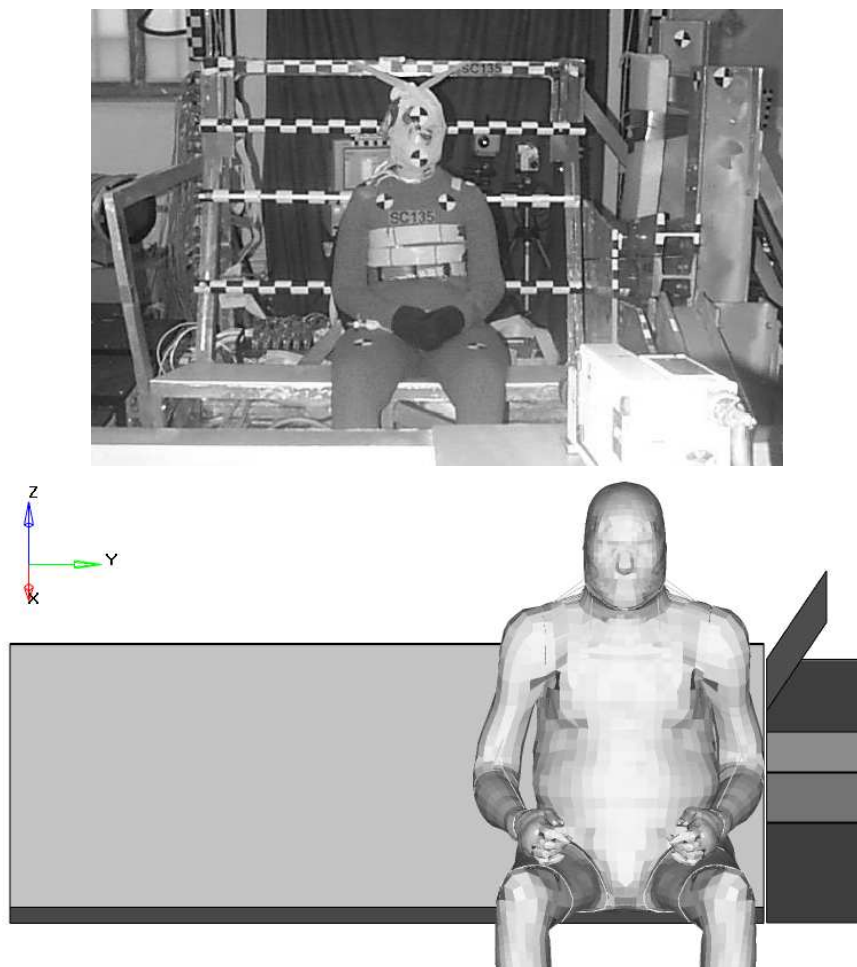


Abbildung 3.1: PMTO auf Heidelberg-Schlitten (oben) und HUMOS-Modell auf Schlitten-Modell (unten); Um den Thorax des PMTO sind weiße Brustbänder angebracht, die die Brustumfangskonturen messen.

Testnummer	Geschlecht	Alter	Gewicht [kg]	Todesursache
SC101	M	73	89	Herzfehler
SC102	M	27	72	Kohlenmonoxidvergiftung
SC103	M	55	76	Herzversagen
SC120	F	67	74	innere Blutungen
SC121	M	86	67	Herzfehler
SC124	F	45	63	Krebs
SC131	M	48	75	Krebs
SC135	F	56	64	Schlaganfall
SC137	F	73	50	n.a.
SAC102	M	51	61	n.a.

Tabelle 3.1: Übersicht PMTO aus den Schlittenversuchen

auf Höhe der vierten und achten Rippe (mittlere Axillarlinie), sowie auf Höhe des zwölften Brustwirbels die Krümmung des Thorax (Abb. 3.1). Die Kontaktbarriere des Schlittens war mit Kraftmessern ausgestattet, um die zwischen den PMTO und der Barriere wirkenden Kräfte zu messen.

Analyse der Versuchsergebnisse

Sämtliche Messwerte aus den Versuchen wurden gefiltert und normiert. Dabei kam zur Glättung der Beschleunigungs- und Deformationskurven der Filter SAE 180 zum Einsatz. Die Kontaktkräfte zwischen PMTO und Barriere wurden mit dem Filter SAE 600 geglättet. Zur Normierung der Daten wurden die von Eppinger et al. [24] entwickelten Formeln (3.1, 3.2) verwendet. Diese Formeln normieren Beschleunigungen und Kräfte unter Verwendung der Masse eines 50%-Mannes von 75 kg.

$$a_{norm} = a \cdot \left(\frac{m}{75kg} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (3.1)$$

$$f_{norm} = f \cdot \left(\frac{75kg}{m} \right)^{\frac{2}{3}} \quad (3.2)$$

Zur Berechnung des TTI wurden die Beschleunigungen der vierten und achten Rippe sowie des zwölften Brustwirbels mit dem FIR 100 Filter geglättet. Der TTI wurde dann anhand der Formel 2.9 auf Seite 28 berechnet.

Aus den Daten der Brustbänder bestimmte man, wie in Kuppaa et al. [46] beschrieben, die Deflexion des halben und ganzen Thorax. Dabei wird zu jedem Zeitschritt folgende Vorgehensweise durchgeführt: Um die volle Thorax-Deflexion zu berechnen, folgt man dem Brustband, beginnend an der Wirbelsäule, im Uhrzeigersinn um den Thorax und bestimmt den Abstand zwischen den Punkten, die 20% und 80%, 25% und 75% sowie 30% und 70% des Umfangs markieren. Die halbe Thorax-Deflexion wird bestimmt, indem die Länge des Lotes der Punkte, die 20%, 25% und 30% des Umfangs markieren, auf die mittlere Sagittallinie berechnet wird. Abbildung 3.2 soll die Vorgehensweise verdeutlichen. Die halbe und volle Thorax-Deflexion wurde normiert, indem sie durch die initiale volle Thoraxbreite geteilt wird. Die normierte Deflexion wird im Weiteren als Kompression C bezeichnet. Aus der Deflexion wurde nach Formel 2.6 auf Seite 26 das Viscous Criterion berechnet.

Die halbe und volle durchschnittliche Kompression C sowie die durchschnittlichen Werte von VC wurden pro Band aus den drei einzelnen Werten von C bzw. VC berechnet. Der maximale Wert von C bzw. VC entspricht dem maximalen Wert der sechs berechneten Werte der beiden oberen Brustbänder. Als durchschnittliche Werte für C und VC wurden die Maxima der berechneten durchschnittlichen Werte von C bzw. VC der beiden oberen Brustbänder verwendet, wie in Kuppaa et al. [46] beschrieben.

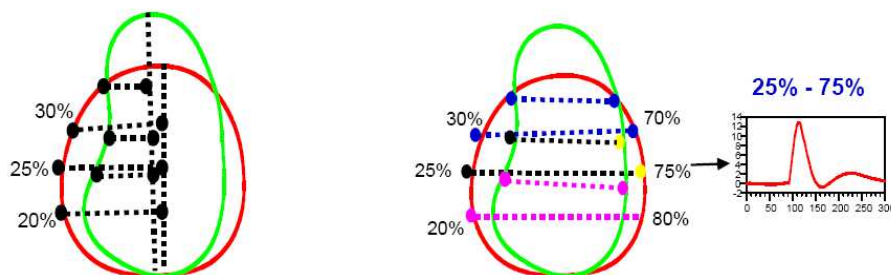


Abbildung 3.2: Berechnung der halben (links) und ganzen (rechts) Thorax-Kompression anhand der Brustgurt-Daten (aus Kuppa et al. [47])

Aus den Ergebnissen der ersten fünf Versuche erstellten Maltese et al. [54] Korridore für die Kontaktkräfte, die Thorax-Deflexion und die Beschleunigungen. Derartige Korridore werden zur Überprüfung der Biofidelity von Dummies entwickelt. Die Korridore berechnen sich aus dem Mittelwert der einzelnen Kurven +/- einer Standardabweichung. Das genaue Verfahren ist in Maltese et al. [54] detailliert beschrieben.

Verletzungen der Leichen

Direkt nach den Versuchen wurden mehrere Röntgen-Aufnahmen der PMTO aus verschiedenen Richtungen und Winkeln angefertigt. Zusätzlich fand eine Obduktion statt, um die während des Versuchs aufgetretenen Verletzungen zu dokumentieren. Im Schnitt lagen pro PMTO elf Rippenfrakturen vor. Folgende Verletzungen wurden dokumentiert:

- Rippenserienfrakturen in sechs Fällen
 - meist zweimal frakturiert in der mittleren und hinteren Axillar-Linie (AIS 3)
 - davon dreimal instabiler Thorax (Flail Chest) (AIS 4)
- drei Rippenfrakturen in einem Fall (AIS 2)
- keine Fraktur in drei Fällen (AIS 0)

Außer den Rippenfrakturen wurden in den Obduktionen keine weiteren Verletzungen protokolliert. Da in zwei Fällen (SC137, SAC102) das Obduktions-Protokoll nicht vorliegt fehlen hier die Informationen zur genauen Beschreibung der Verletzungen.

3.1.2 Beschreibung der Simulation

Um das Rippenmaterial des Mensch-Modells zu validieren, wird der beschriebene Versuchsaufbau exakt simuliert. Zu diesem Zweck wird das HUMOS-Modell auf einem Modell des oben beschriebenen Heidelberg-Schlittens positioniert (Abb. 3.1). Die Ergebnisse der Simulation werden anschließend den Ergebnissen der Leichenversuche gegenübergestellt. Dabei werden sowohl die Maximalwerte als auch der Verlauf der Ergebnis-Kurven mit den Versuchs-Ergebnissen verglichen.

Um die Leichenversuche exakt nachzubilden, muss der linke Arm des HUMOS-Modells neu positioniert werden, da sich der Oberarm der Leichen zwischen Thorax und der Barriere des Schlittens befand. Für die Positionierung des Arms wird das im HUMOS2 Projekt entwickelte Positionierungs-Tool der Firma ESI verwendet. Durch die Eingabe eines Winkels können mit diesem Werkzeug die verschiedenen Gelenke der Extremitäten bewegt werden.

In der Simulation bewegen sich Schlitten- und HUMOS-Modell mit den aus den Leichenversuchen ermittelten Geschwindigkeiten aufeinander zu. Der Schlitten bewegt sich dabei mit einer geführten Geschwindigkeit. Der Geschwindigkeitspuls lässt sich aus den Versuchsergebnissen ableiten. Das HUMOS-Modell bekommt eine initiale Geschwindigkeit, die der Geschwindigkeit des Schlittens direkt vor dem Umkehrpunkt entspricht. Die Aufprallgeschwindigkeit Δv beträgt, wie in den Versuchen, 6,7 m/s.

Analyse der Simulationsergebnisse

Die beim HUMOS-Modell berechneten Kräfte, Beschleunigungen und Deformationen werden mit den selben Filtern bzw. Formeln wie die PMTO Ergebnisse geglättet und normiert.

Um die Thorax-Deflexion zu ermitteln, werden die Koordinaten der Knoten bestimmt, die wie bei den PMTO auf 20%, 25%, 30%, 70%, 75% und 80% des Brust-Umfangs auf Höhe der vierten und achten Rippe sowie des zwölften Brustwirbels liegen. Um die Vergleichbarkeit mit den Leichenversuchen zu gewährleisten, werden Knoten verwendet, die zur „Haut“ des Mensch-Modells gehören, da die Brustbänder außen um den Thorax der PMTO angebracht sind. Die Thorax-Deflexion, die Kompression C (normierte Deflexion) sowie das Viscous Criterion VC werden ebenso bestimmt wie bei der Beschreibung der PMTO-Versuche dargestellt. Die so erhaltenen Simulationsergebnisse werden sowohl mit den Maximalwerten als auch mit den Korridoren aus den Versuchen verglichen.

Neben den Thorax-Deformationen werden beim HUMOS-Modell wie bei den PMTO auch die lateralen Beschleunigungen der vierten und achten Rippe auf der Belastungsseite, sowie die Beschleunigungen des ersten und zwölften Brustwirbels und des Kreuzbeins (Os sacrum) bestimmt. Aus den Simulationsergebnissen der Rippen- und Th12-Beschleunigungen wird anschließend der TTI für das HUMOS-Modell berechnet.

Um zu überprüfen, ob die Kinematik des Modells mit der Kinematik der PMTO übereinstimmt, werden die Filme aus den Leichenversuchen und die Animationen der Simulation verglichen.

Schließlich wird das Rippen-Fraktur-Muster der Leichen dem des HUMOS-Modells gegenübergestellt. Frakturen werden beim FE-Modell durch Element-Elimination repräsentiert. Eine Element-Elimination findet dann statt, wenn die Dehnung des entsprechenden Elements einen durch inverse Parametervariation bestimmten Grenzwert überschreitet.

3.2 Vergleich HUMOS-Modell mit ES-2-Modell

Um die in der Einleitung gestellte Frage, ob ein Becken-Versatz positive Auswirkungen auf das Risiko von Thoraxverletzungen hat, zu beantworten, werden in dieser Arbeit Simulationen mit der Finiten-Elemente-Methode durchgeführt. Zum Einsatz kommen dabei das validierte Mensch-Modell HUMOS und das Modell des ES-2-Dummys. Außerdem werden die beiden den Menschen repräsentierenden Modelle verglichen. Damit soll gezeigt werden, ob virtuelle Mensch-Modelle das Potential haben, Dummy-Modelle in Zukunft zu ersetzen bzw. zu ergänzen.

3.2.1 Simulationen

Als Simulationsumgebung kommt auch hier ein modifiziertes Modell des Heidelberg-Schlittens (siehe Abschnitt 3.1.1) zum Einsatz. Im Unterschied zum Modell des Validierungsprozesses ist in diesem Fall die Kontaktbarriere höher, so dass auch die Schulter der beiden Modelle von der Barriere getroffen wird (Abb. 3.3). Das selbe Schlitten-Modell fand bereits bei Arbeiten von Schönplflug et al. [80] und von Merten et al. [58, 59] Verwendung.

Die Barriere des Schlittens ist in drei Abschnitte, die Thoraxbarriere, die Abdomenbarriere und die Beckenbarriere unterteilt. Um die Belastung auf den Thorax, den Abdomen oder das Becken zu konzentrieren, lassen sich die einzelnen Abschnitte der Barriere lateral gegeneinander verschieben. Um zu untersuchen, ob das Risiko schwerer Thoraxverletzungen beim Seitenaufprall verringert werden kann, indem zunächst das Becken des Insassen belastet wird, werden die Simulationen mit zwei verschiedenen Barrierenkonfigurationen durchgeführt. Zunächst mit einer flachen Kontaktwand, bei der die einzelnen Barrierenteile nicht gegeneinander verschoben sind. Bei der zweiten Konfiguration wird die Beckenbarriere um 7 cm gegenüber den anderen lateral - in Richtung des Beckens der Modelle - verschoben, so dass sich eine gestufte Kontaktbarriere bildet. Abbildung 3.3 zeigt das Schlittenmodell von frontal mit den beiden Barrierenkonfigurationen und den beiden positionierten Modellen. Die Masse der Barriere beträgt 1000 kg und ist damit im Vergleich zu den Massen des HUMOS-Modells (78,9 kg) und des ES2-Modells (74,3 kg) sehr groß (siehe

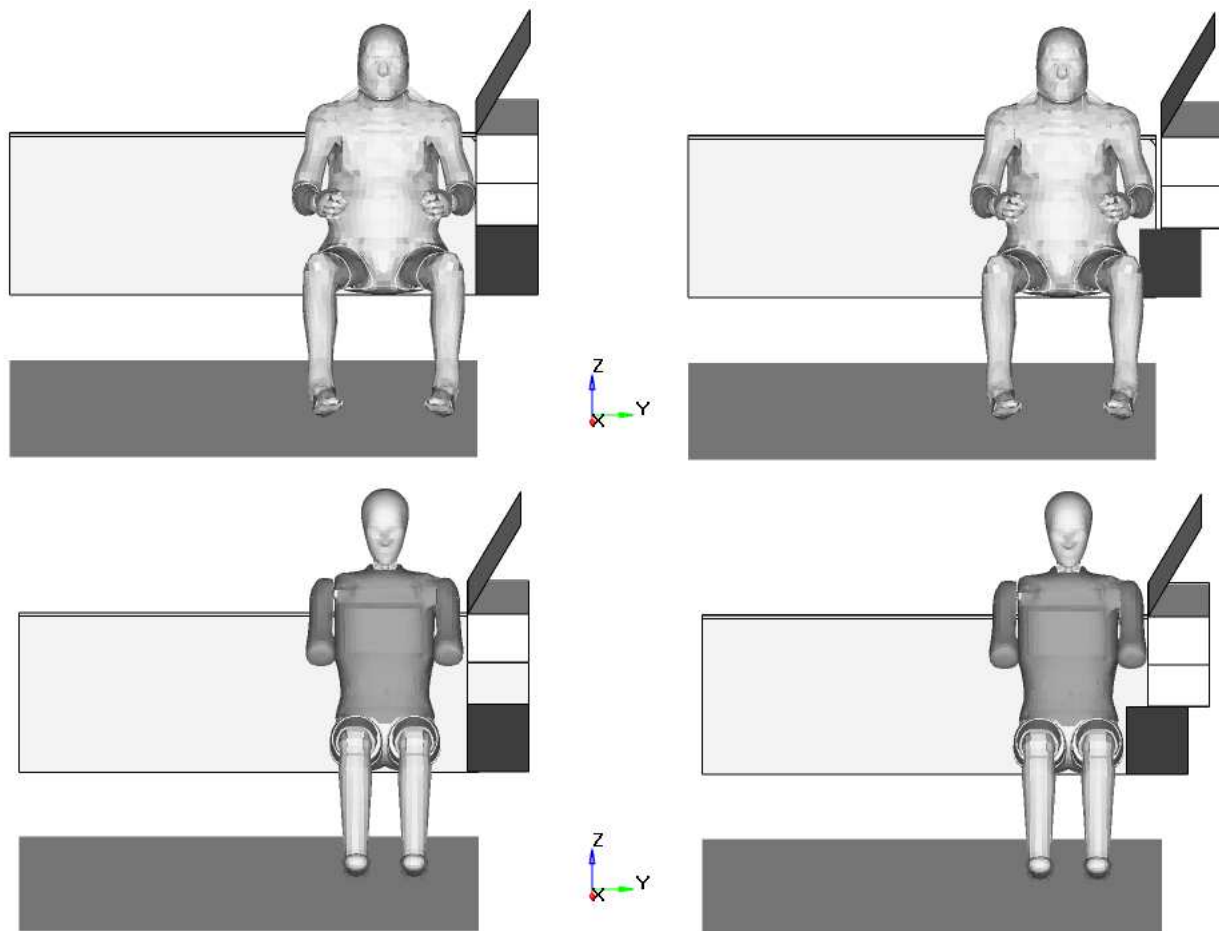


Abbildung 3.3: Positionierung Flache Barriere (links) Gestufte Barriere (rechts) ES-2 Modell (unten) und HUMOS (oben)

	Gewicht	Anzahl Knoten	Anzahl Elemente
HUMOS	78,9 kg	60 002	83 859
ES-2-Modell	74,3 kg	55 447	65 256

Tabelle 3.2: Technische Daten HUMOS-Modell und ES-2-Modell

auch Tabelle 3.2.1)

Bei der Simulation eines lateralen EuroNCAP-Crashtests mit 50 km/h, konnte ermittelt werden, dass die Relativgeschwindigkeit der Innenseite eines gehobenen Mittelklasse-Wagens zum Insassen etwa 5 m/s beträgt (vgl. Schönplüg et al. [80]). Die Geschwindigkeit der Schlitten-Barriere in den Simulationen dieser Arbeit beträgt deshalb 5 m/s in Richtung des sitzenden Mensch- bzw. Dummy-Modells (positive y-Richtung).

3.2.2 Auswertung

Um die Ergebnisse der im vorangegangenen Abschnitt besprochenen Simulationen auszuwerten, wird die Kinematik des HUMOS-Modells der Kinematik des ES-2-Modells gegenübergestellt. Im Anschluss werden auch hier die Kontaktkräfte, die Thorax-Kompression, die Verletzungskriterien Viscous Criterion (VCmax) und Thorax-Trauma-Index (TTI) berechnet und die Ergebnisse der verschiedenen Simulationen sowohl untereinander als auch mit den entsprechenden Grenzwerten aus der Literatur und dem EuroNCAP verglichen. Schließlich wird neben den Verletzungskriterien des Thorax auch die Beckenbeschleunigung analysiert, um zu untersuchen, ob eine der beiden Barrieren-Konfigurationen zwar positive Auswirkungen auf den Thoraxbereich, aber negative Einfluss auf das Becken hat. Bei beiden Modellen wird zusätzlich die am zwölften Brustwirbel wirkende Kraft bestimmt, da dieser Wert beim EuroNCAP bewertet wird. Da kein Kontakt zwischen Kopf und Barriere auftritt, werden Verletzungskriterien für den Kopf nicht betrachtet. Für das Glätten und Normieren der Kurven werden die selben Filter und Formeln verwendet, wie in der Methodik der Validierung auf Seite 51 beschrieben.

Um die Auswirkungen der Belastungen bei den Simulationen mit dem HUMOS-Modell zu untersuchen, werden zudem noch Konturdiagramme mit dem Postprozessor Pamview (ESI Group) erstellt und es wird analysiert, ob im Laufe der Berechnung Rippelemente gelöscht wurden. Anhand der Konturdiagramme können Spannungen und Dehnungen an den verschiedenen Geweben sichtbar gemacht werden. So kann man direkt ablesen, auf welche Bereiche eines Knochens oder Organs sich die Belastungen konzentrieren. Auf diese Weise werden an Rippen, Becken und Aorta auftretende Dehnungen bewertet.

Für die Berechnung des Kompressions-Kriteriums und VCmax wird die laterale Deflexion des Thorax der Modelle benötigt. Um die laterale Eindrückung des Thorax des HUMOS-Modells zu bestimmen, wird ein ähnliches Verfahren angewandt, wie es auch beim Validie-

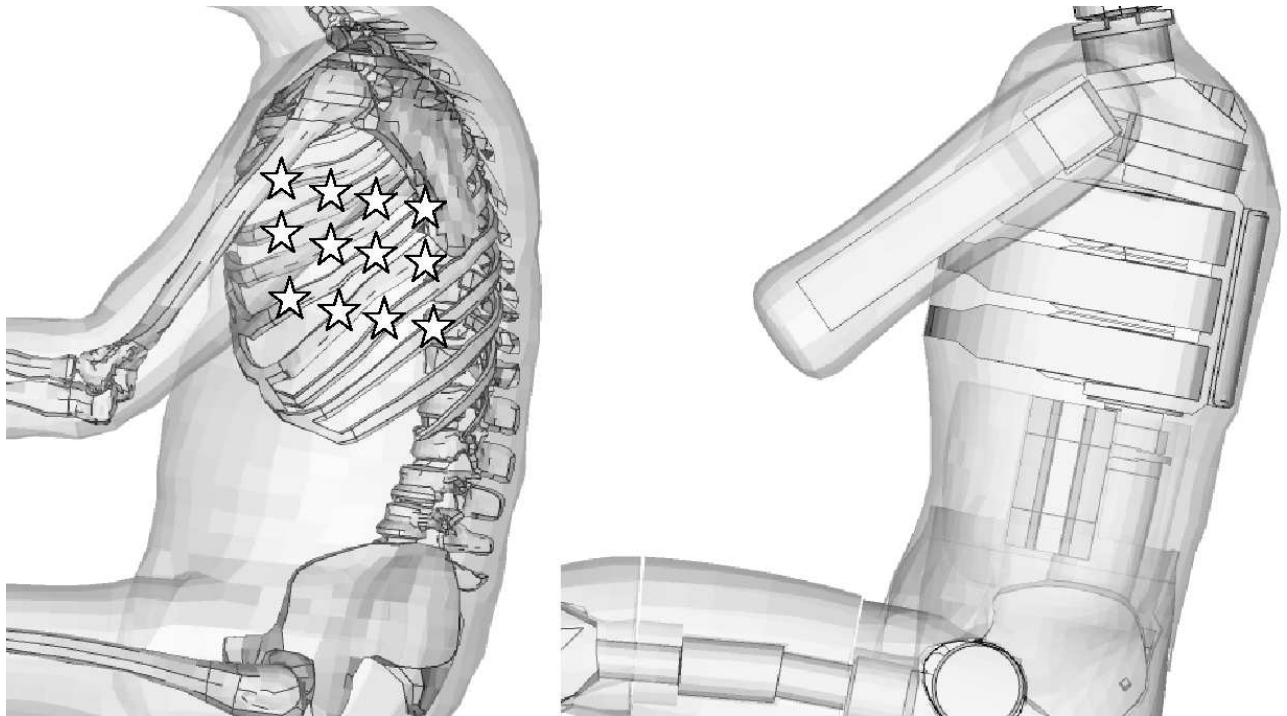


Abbildung 3.4: Thorax von HUMOS und ES-2. Markiert sind die Knoten, die zur Berechnung der Thorax-Deflexion beim HUMOS verwendet werden.

rungsprozess zum Einsatz kommt. Abbildung 3.4 zeigt die für die Berechnung der Thorax-Deflexion verwendeten Knoten des HUMOS-Modells. Die gewählten Knoten liegen so, dass sie der Lage der drei Rippen-Module des ES-2-Modells entsprechen. Jedem Rippen-Modul des ES-2-Modells entsprechen vier Werte beim HUMOS-Modell. Die halbe Thorax-Breite ist die Länge des Lotes der linken Knoten auf die mittlere Sagittal-Linie, die Sternum und Wirbelsäule auf der entsprechenden Höhe miteinander verbindet. Aus den vier Werten pro Höhe werden schließlich die durchschnittlichen und die maximalen Werte bestimmt. Um die Deflexion zu ermitteln, wird zu jedem Zeitpunkt der Simulation die initiale Thoraxbreite von der momentanen Thoraxbreite subtrahiert. Die Thorax-Kompression C ist die prozentuale Eindrückung des Brustkorbs.

Aus der Deflexion und der Deflexionsgeschwindigkeit lässt sich das Viscous Criterion VC nach Gleichung 2.6 berechnen.

Für das HUMOS-Modell wird der TTI wie in Kuppaa et al. [46] aus den Maximalwerten der geglätteten Beschleunigung der vierten $a_y(Rippe4)$ oder achten Rippe $a_y(Rippe8)$ und Th12 $a_y(Th12)$ nach Formel 2.9 berechnet. Dabei wird für das HUMOS-Modell sowohl der TTId als auch der altersabhängige TTI berechnet. Für den TTId des HUMOS-Modells wird der altersabhängige Term $(1,4 \cdot Alter)$ ausgelassen. Der Faktor $(\frac{mass}{mass_{std}})$ wird beibehalten, um den Wert von TTI zu normieren. Für das ES-2-Modell wird nur der TTId berechnet.

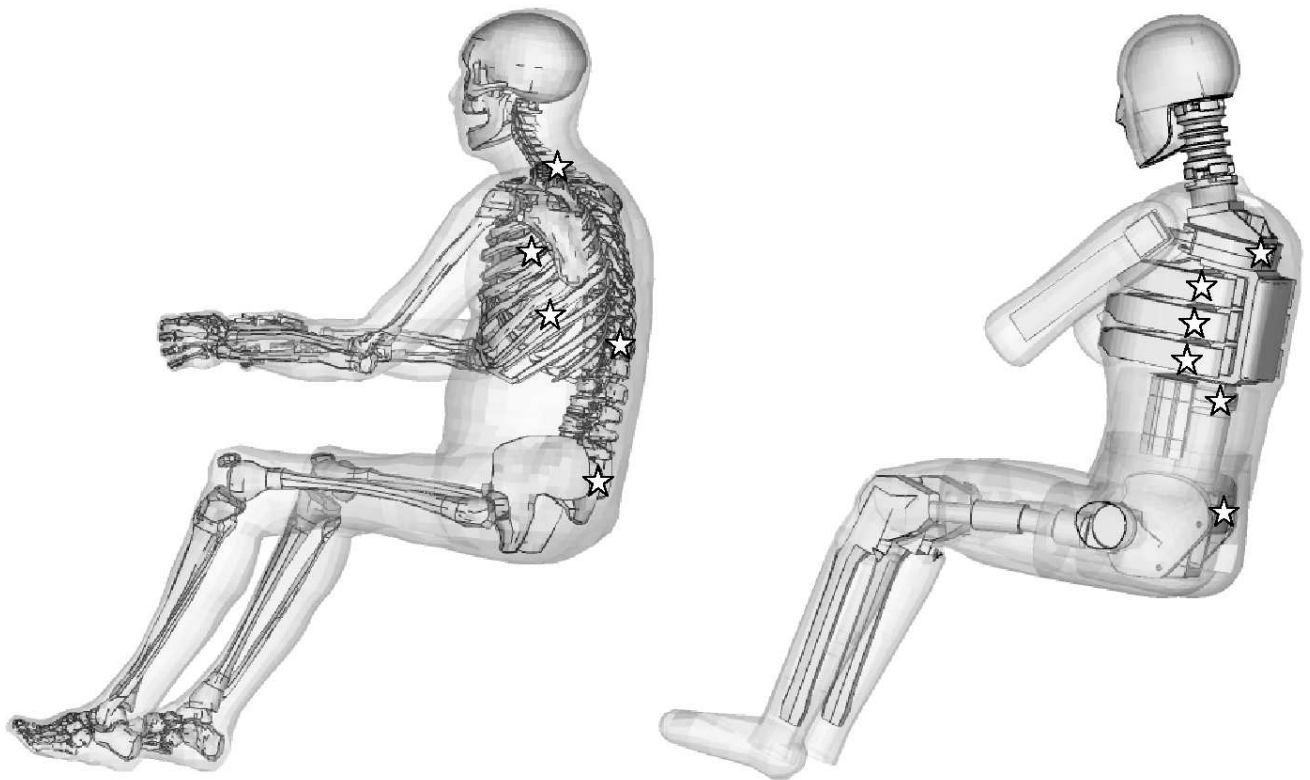


Abbildung 3.5: Knoten, an denen die Beschleunigungen des HUMOS-Modells (links) und des ES-2-Modells (rechts) ausgewertet werden

Neben den bisher genannten Werten werden die Scherkräfte an den Wirbelgelenken Th1-C7 und Th12-L1, sowie die an der Sagittalebene der Symphyse wirkende Kraft berechnet, da diese Werte zu den EuroNCAP Bewertungskriterien gehören.

Obwohl die beiden Modelle jeweils einen 50%-Mann repräsentieren, variieren ihre Massen leicht voneinander. Das HUMOS-Modell wiegt 78,9 kg, das ES-2-Modell 74 kg. Aus diesem Grund werden die Kräfte und Beschleunigungen auf die Masse eines 50%-Mannes (75 kg) normiert. Hierfür werden die Formeln 3.1 und 3.2 von Eppinger et al. [24] verwendet.

Mit den Formeln von Kuppia et al. [46] (siehe Seiten 26ff und 28ff) werden aus der berechneten Thorax-Deflexion, der Beschleunigung des ersten und zwölften Brustwirbels und dem TTI die resultierenden Verletzungswahrscheinlichkeiten bestimmt.

Kapitel 4

Ergebnisse

4.1 Validierung

Um den Brustkorb des Mensch-Modells HUMOS zu validieren, werden die Simulationsergebnisse den Ergebnissen der PMTO-Versuche gegenübergestellt. Dabei werden die Maximalwerte und Korridore aus den Leichenversuchen mit den Simulationsergebnissen verglichen. Die Korridore von Maltese et al. [54] enthalten die Ergebnisse von fünf Leichenversuchen, die Maximalwerte von Kuppa et al. [46] enthalten die Ergebnisse dieser und weiterer fünf Versuche. Zusätzlich wird die Kinematik des HUMOS-Modells mit der Kinematik der PMTO verglichen. Gelöschte Elemente des Rippenmaterials werden als Fraktur interpretiert und das entstehende Frakturbild mit dem der einzelnen PMTO verglichen.

Der kortikale Knochen der Rippen des HUMOS-Modells ist mit einem elastisch-plastischen Material mit Versagen modelliert. Im Laufe des Validierungsprozesses wurden sukzessive E-Modul, Dichte, Schalendicke, Fließspannung, Versagen sowie die Bruchdehnung des Materials angepasst. Bei einem zu kleinen E-Modul („weiches Material“) werden zu viele Elemente gelöscht und die Thoraxeindrückung ist, verglichen mit den Ergebnissen aus den

Parameter	Wert
Dicke der Schalenelemente	0,78 mm
Dichte	2000 kg/m ³
E-Modul	9,52 GPa
Fließspannung	80 MPa
Querkontraktionszahl	0.3
Bruchdehnung	15%

Tabelle 4.1: Validierte Materialparameter des kortikalen Rippenknochens (elastisch-plastisches Material mit Versagen)

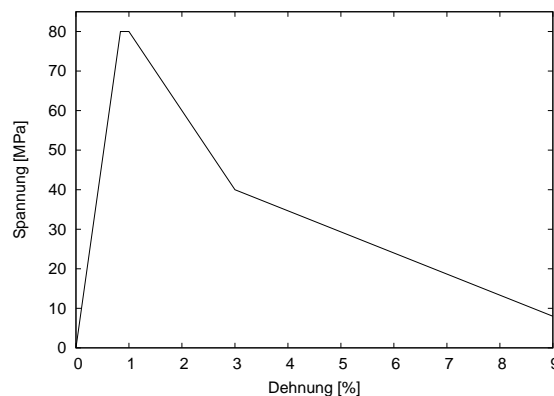


Abbildung 4.1: Spannungs-Dehnungs-Diagramm des kortikalen Rippenknochens des HUMOS-Modells

Leichenversuchen, zu groß. Ist das E-Modul zu groß („hartes Material“) ist die Thoraxeindrückung des HUMOS-Modells zu gering. In Tabelle 4.1 sind die aus dem Validierungsprozess resultierenden Materialparameter aufgelistet. Das validierte Material beginnt ab einer Dehnung von 1% graduell zu versagen. Zwischen 1% und 3% Dehnung verringert sich die Spannung auf 50% der Maximalspannung. Bei einer Dehnung von 9% beträgt die Spannung nur noch 10% der Maximalspannung (Abb. 4.1). Ab einer Dehnung von 15% wird das entsprechende Element gelöscht. Dies entspricht in der Realität einer Fraktur der Rippe an der Stelle des gelöschten Elements.

Die in den folgenden Abschnitten dargestellten Resultate sind die Ergebnisse der Simulation mit dem validierten Rippenmaterial.

4.1.1 Kinematik

Die Kinematik aus den Simulationen stimmt im Allgemeinen sehr gut mit der Kinematik aus den Leichenversuchen überein. Abb. 4.2 stellt die Kinematik des HUMOS-Modells den Bildern aus einem der Leichenversuche gegenüber. Vergleicht man die Kinematik der einzelnen PMTO untereinander, kann man Unterschiede, basierend auf der initialen Sitzposition, feststellen. Durch den Kontakt mit der Barriere kommt es zunächst zu einer Kompression des Oberkörpers (Phase 1). In Abhängigkeit der Position des linken Armes der PMTO, rotiert der Oberkörper um die Longitudinalachse im bzw. gegen den Uhrzeigersinn (Phase 2). In der Simulation rotiert der Oberkörper des HUMOS-Modells etwas gegen den Uhrzeigersinn. Anschließend, in der dritten Phase, hebt sich durch die Impulsweiterleitung der rechte Arm vom Körper ab. Dies kann sowohl in den Versuchen als auch in der Simulation beobachtet werden. Durch das Anpassen des Rippenmaterials hat sich die Gesamtkinematik des HUMOS-Modells nicht geändert.

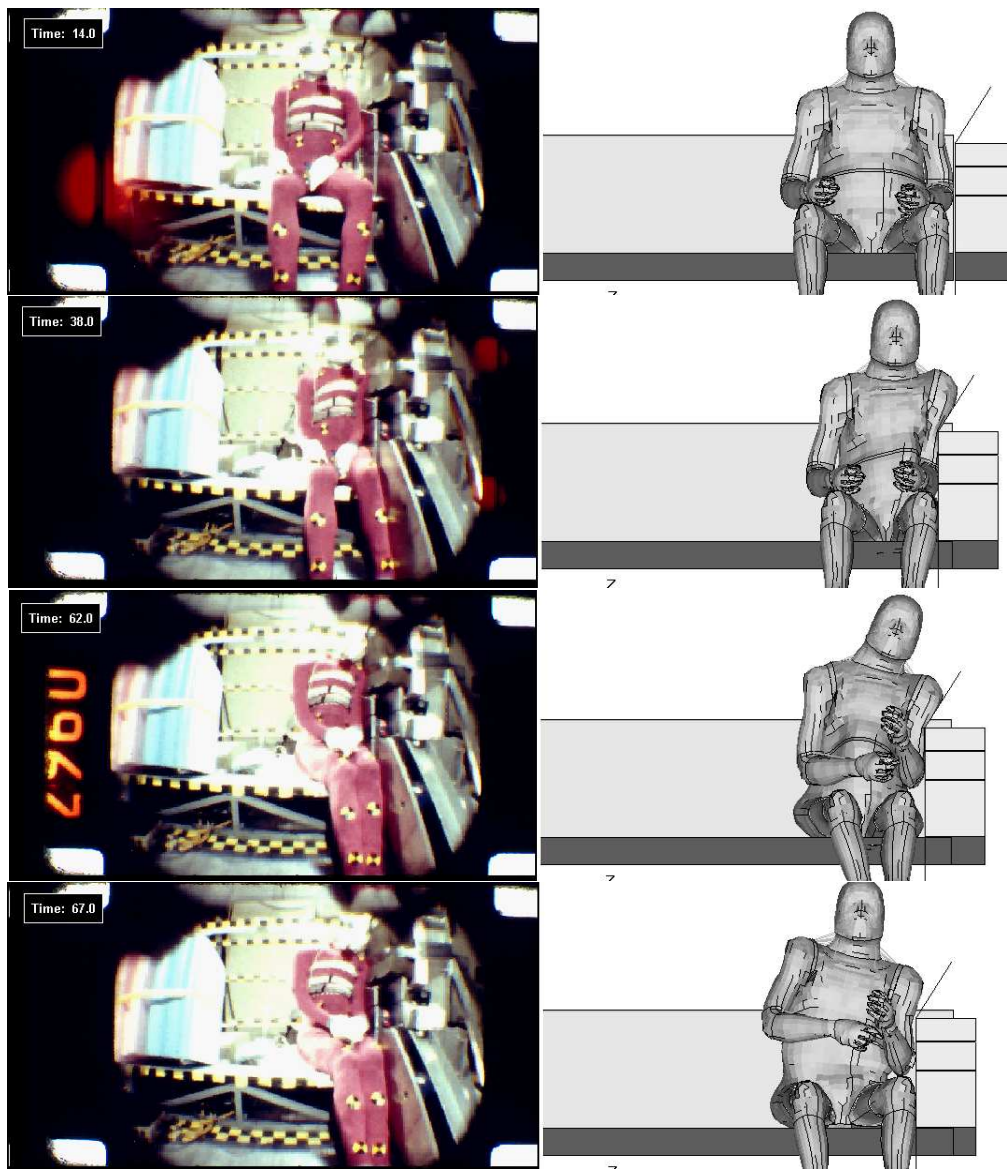


Abbildung 4.2: Kinematik PMTO und HUMOS (von oben nach unten: Initialposition, Phase 1, Phase 2, Phase 3)

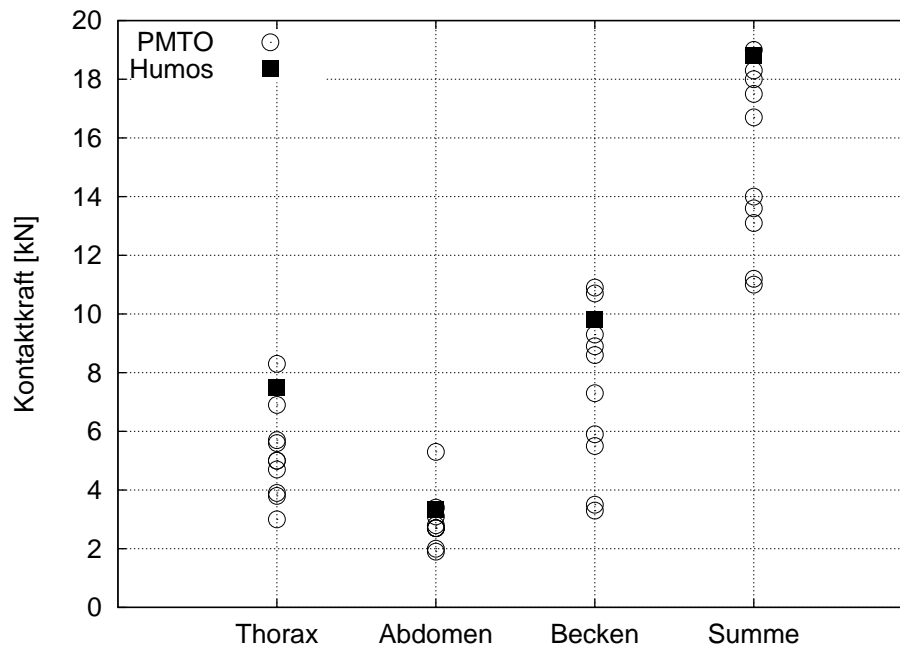


Abbildung 4.3: Kontaktkräfte Maximalwerte (Filter: SAE 600)

4.1.2 Kontaktkräfte

Bei den Leichenversuchen wurde die Kontaktkraft zwischen den einzelnen Barrieren und den PMTO mit Hilfe in die Barrieren integrierter Kraftmessplatten gemessen und anschließend anhand des Gewichtes der PMTO normiert. Im Schnitt lagen an der Thorax-Barriere 5,1 kN, an der Abdomen-Barriere 3,0 kN und an der Becken-Barriere 7,4 kN an. Der Maximalwert der über alle Barrieren gemessenen Kraft lag gemittelt über die einzelnen PMTO bei 15,2 kN. Alle in der Simulation berechneten maximalen Kontaktkräfte zwischen dem HUMOS-Modell und den einzelnen Barrieren-Abschnitten liegen im Intervall der Maximalwerte von Kuppa et al. [46] (Abb. 4.3).

Vergleicht man die Simulationsergebnisse mit den Korridoren von Maltese et al. [54], so liegt die Kurve der Thorax-Kontaktkraft bei der Simulation zunächst innerhalb des Korridors (Abb. 4.4). Der Maximalwert der Kurve (7,5 kN) liegt etwas oberhalb des Korridors. Ähnlich verhält sich auch die Kontaktkraft im Beckenbereich (Abb. 4.5). Auch hier verläuft die Kurve der Simulation zunächst innerhalb des Versuch-Korridors. Der Maximalwert von 9,8 kN liegt auch hier leicht oberhalb des Korridors. Bei der Abdomen-Kraft (Abb. 4.6) tritt zu Beginn beim HUMOS-Modell eine höhere Kraft (ca. 7 kN) auf, die durch den Kontakt des Armes mit der Abdomen-Barriere hervorgerufen wird. Einen zweiten Maximalwert (3,3 kN) erreicht die Kurve zum Zeitpunkt, wenn der Arm des Modells Kontakt mit dem Thorax bekommt. Dieser zweite Teil der Kurve liegt innerhalb des Korridors der Leichenversuche. Auch bei den Versuchen tritt zunächst ein Kontakt zwischen Abdomen-Barriere

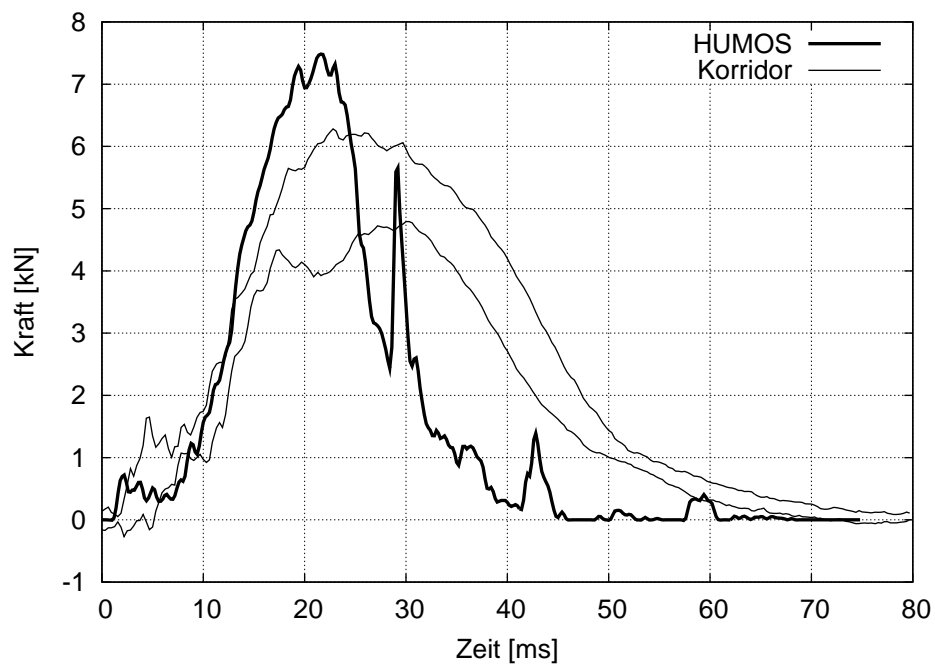


Abbildung 4.4: Kontaktkraft Thoraxbarriere (Filter: SAE 600)

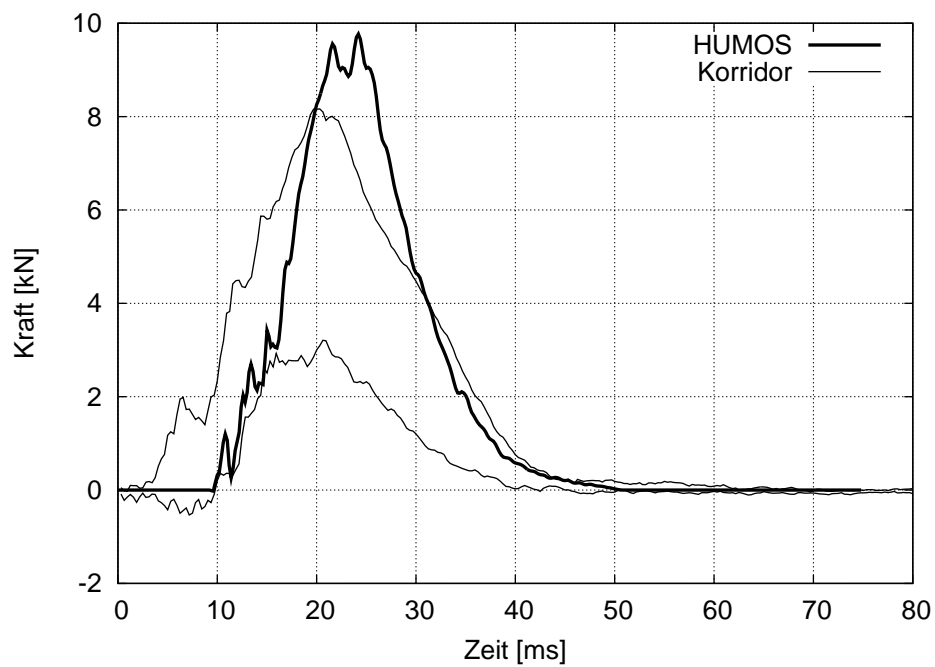


Abbildung 4.5: Kontaktkraft Beckenbarriere (Filter: SAE 600)

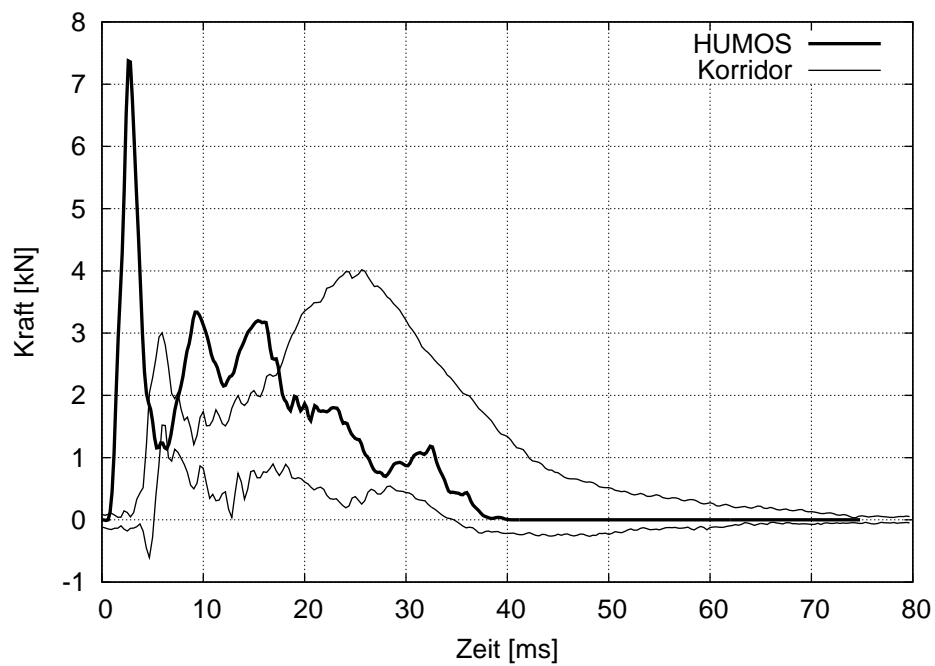


Abbildung 4.6: Kontaktkraft Abdomenbarriere (Filter: SAE 600)

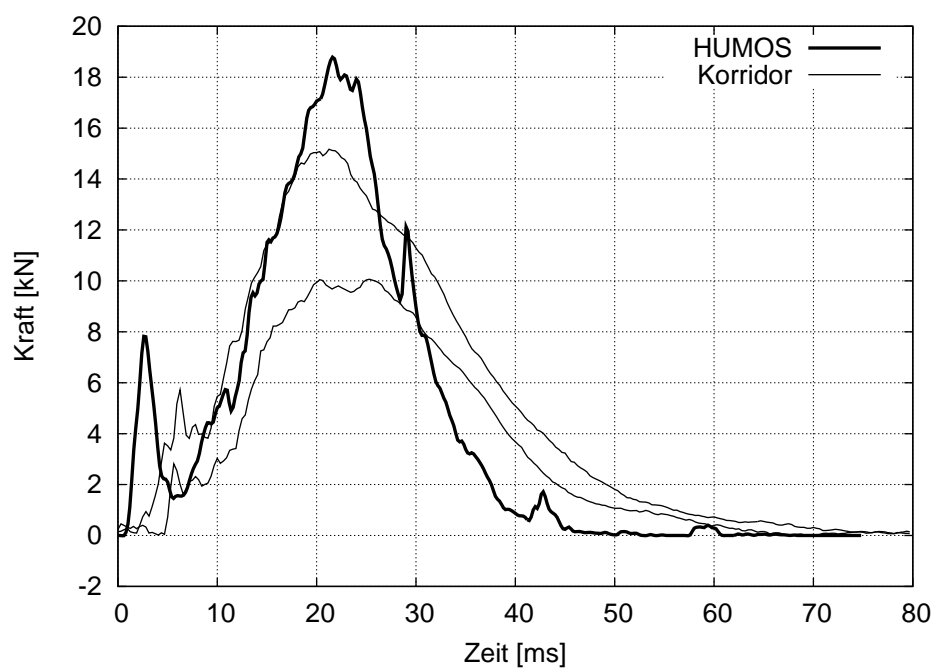


Abbildung 4.7: Kontaktkräfte Summe (Filter: SAE600)

und linkem Arm auf, was zu der ersten Spitze in den Kurven führt. Anschließend schiebt die Barriere den Arm Richtung Abdomen. Dabei liegt die erste Spitze bei der Simulation vor der ersten Spitze des Korridors, da in der Simulation aufgrund der Modellierung eine geringfügig größere Lücke zwischen dem Oberkörper und dem Arm des Modells besteht als in den Leichenversuchen. Es kommt zu einer zweiten Spitze in der Kurve, wenn sich der Kontakt zwischen Ellbogen und Abdomen schließt. Vergleicht man die über alle Barrieren gemessene Kraft (Abb. 4.7), so verläuft die Kurve der Simulation auch hier zunächst im Versuchs-Korridor. Der Maximalwert der Simulation liegt etwas oberhalb des Korridors. Der Maximalwert von 19 kN liegt innerhalb des Intervalls der Maximalwerte von Kuppa et al. [46].

4.1.3 Thorax-Kompression

Abbildung 4.8 stellt die Brustumfangs-Konturen der Leichen und des HUMOS-Modells gegenüber. Bei beiden Modellen kann man deutlich den Einfluss des linken Armes auf die Thoraxeindrückung erkennen. Die Brustkorb-Konturen des HUMOS-Modells zum Zeitpunkt der maximalen Eindrückung gleichen in ihrer Form den mit den Brustbändern gemessenen Konturen der PMTO. Betrachtet man die Deformation des Brustkorbes über die Zeit, so wird die Eindrückung zunächst immer größer, bis der Brustkorb nach Überschreiten der maximalen Deflexion wieder fast in seine ursprüngliche Form zurückkehrt.

Um das Ergebnis nicht nur optisch auszuwerten, werden die aus den Umfangskonturen berechneten Thorax-Kompressionen der PMTO mit den in der Simulation berechneten Kompressionen verglichen. Die Simulationsergebnisse korrelieren hier im Allgemeinen sehr gut mit den Werten aus den Versuchen. Die Simulationsergebnisse für die volle und halbe Thorax-Kompression auf Höhe der achten Rippe (mittlere Axillar-Linie) liegen bis zum Erreichen des Maximalwertes innerhalb des Versuchs-Korridors. Nur in der Entlastungsphase liegen die Werte etwas unterhalb des Korridors. (Abb. 4.9 und 4.10). Auf Höhe der vierten Rippe liegen die Simulationsergebnisse für die volle und halbe Thorax-Deflexion etwas unterhalb des Korridors (Abb. A.8 und A.9). Vergleicht man die Kompressionen auf Höhe des zwölften Brustwirbels (Abb. A.10 und A.11), ähneln sich die Kurven aus Versuch und Simulation. Zunächst verläuft die Kurve aus der Simulation etwas steiler als der Korridor aus den Versuchen. Die Spitze der Kurve der vollen Thorax-Kompression liegt innerhalb des Korridors, die der Kompression gemessen über den halben Thorax ist etwas oberhalb des Korridors.

Zum Vergleich der Maximalwerte der Thorax-Kompression stehen aus Kuppa et al. [46] die Versuchsergebnisse der oberen beiden Brustbänder (4. und 8. Rippe) zur Verfügung.

Die Werte HCmax (halbe Thoraxkompression) und FCmax (voll Thoraxkompression) entsprechen den Maximalwerten aus den neun einzelnen Werten der Thoraxkompression(je

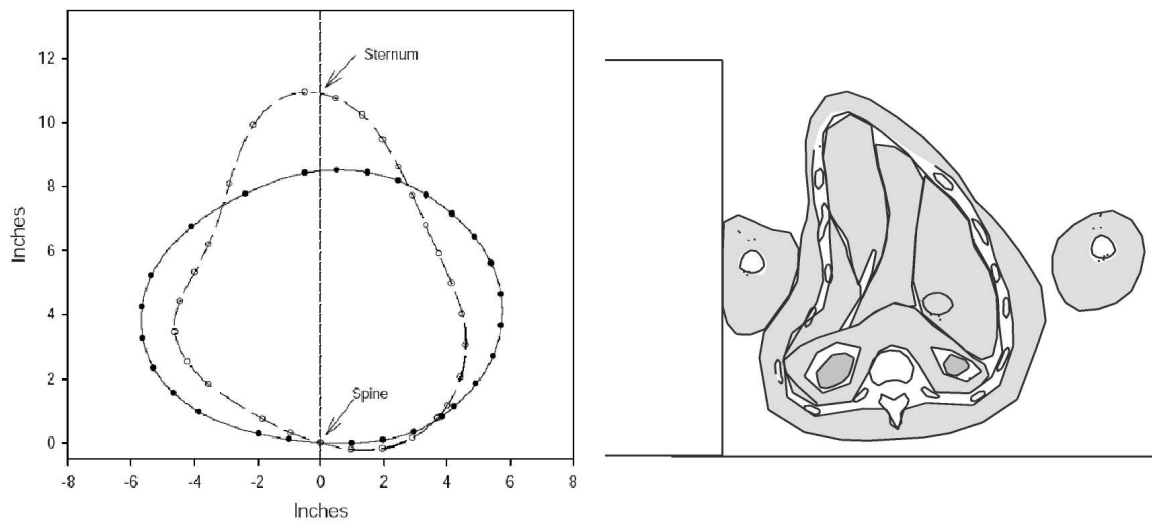


Abbildung 4.8: Brustumfangskonturen auf Höhe der achten Rippe eines PMTO (aus dem Versuchsprotokoll der NHTSA, links) und des HUMOS-Modells (rechts). Beim PMTO sind die Konturen vor dem Versuch und zum Zeitpunkt der größten Deformation dargestellt. Beim HUMOS-Modell wurde ein Schnitt durch den Thorax auf Höhe der achten Rippe zum Zeitpunkt der größten Eindrückung gelegt.

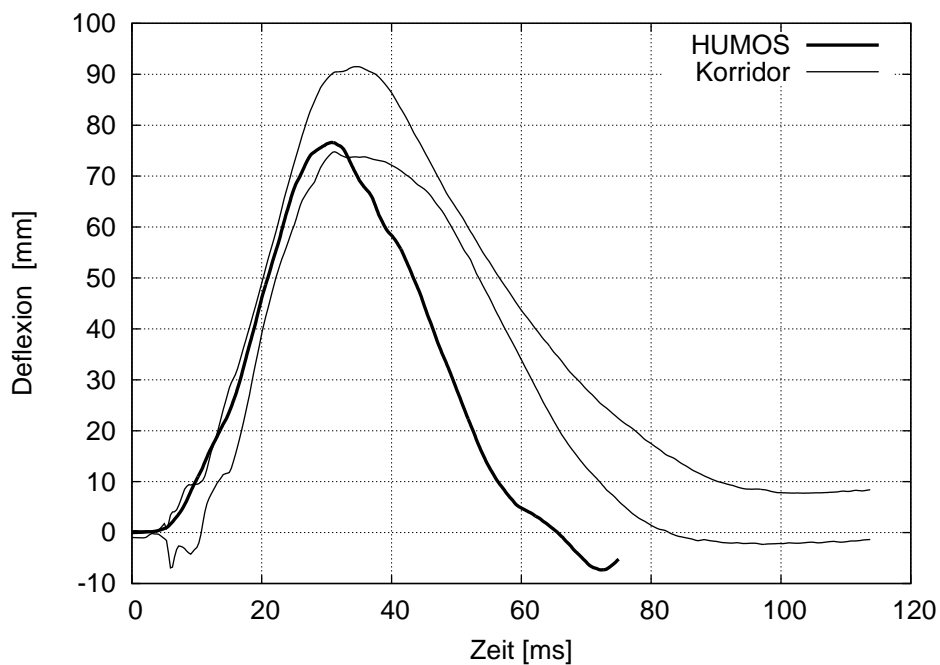


Abbildung 4.9: Thorax-Deflexion 8. Rippe (ganzer Thorax)

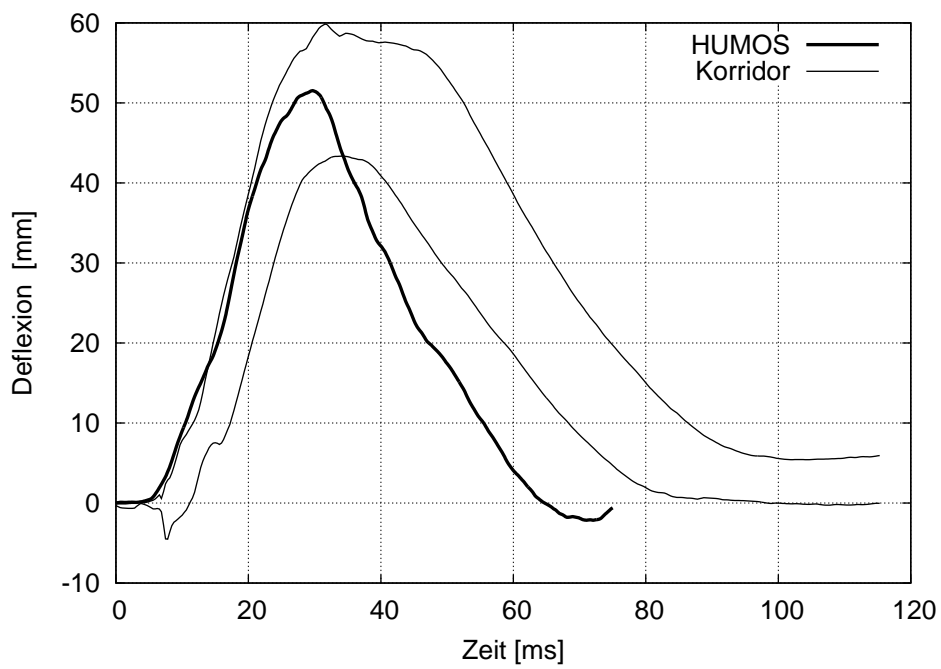


Abbildung 4.10: Thorax-Deflexion 8. Rippe (halber Thorax)

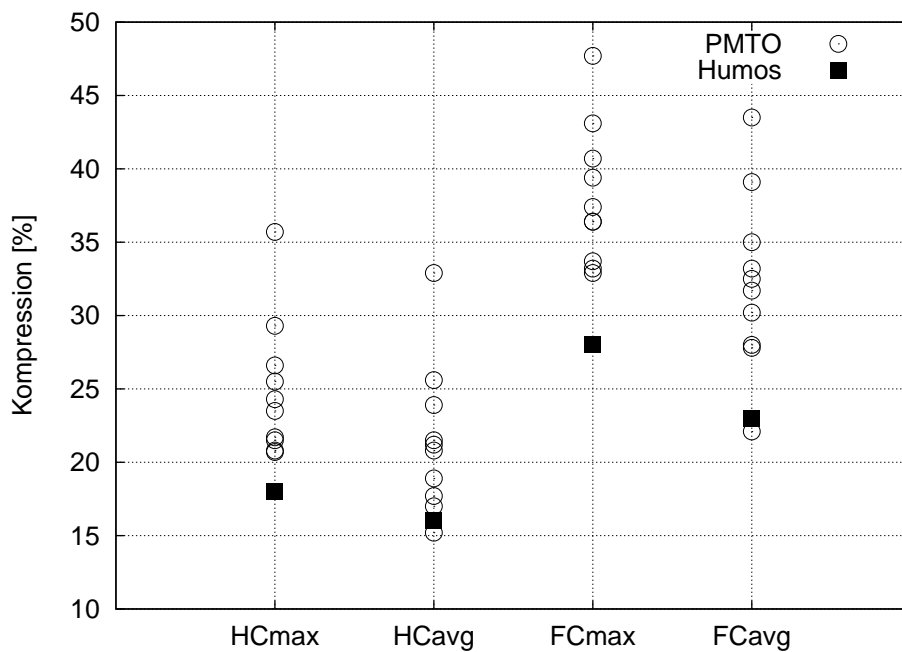


Abbildung 4.11: Thorax-Kompression Maximalwerte

		Thorax-Deflexion [mm]	
		Durchschnitt PMTO	HUMOS
Rippe 4	voll	110	67
	halb	72	44
	halb/voll	65%	66%
Rippe 8	voll	82	76
	halb	51	51
	halb/voll	62%	67%
Th12	voll	86	89
	halb	52	67
	halb/voll	61%	57%

Tabelle 4.2: Verhältnis von halber zu voller Thorax-Deflexion der PMTO (aus [54]) und des HUMOS-Modells

drei pro Brustband). Aus den drei Werten pro Brustband wird zusätzlich je ein Durchschnittswert berechnet. Der größere der beiden Durchschnittswerte geht als maximaler Durchschnittswert (HCavg, FCavg) in die Auswertung ein. Abbildung 4.11 stellt die Maximalwerte der Thorax-Kompression aus Versuchen und Simulation gegenüber. HCmax und FCmax der Simulation sind etwas kleiner als die entsprechenden Werte aus den Leichenversuchen. Die durchschnittlichen Maximalwerte (HCavg, FCavg) der Simulation liegen im Intervall der entsprechenden Werte der Versuche. HCmax der Leichenversuche liegt zwischen 21% und 36%. Der entsprechende Wert aus den Simulationen liegt bei 18%. Das Intervall aus den Versuchen für FCmax liegt zwischen 33% und 48%. Der entsprechende Wert aus der Simulation liegt auch hier mit 27% etwas unterhalb des Intervalls. Die in der Simulation berechneten Werte für die durchschnittliche Thorax-Kompression HCavg liegen bei 16% und damit innerhalb des Intervalls der Versuche, das von 15% bis 33% reicht. Das Simulationsergebnis für FCavg liegt mit 23% ebenso innerhalb des Intervalls der Versuchsergebnisse von 22% bis 44%. Tabelle 4.2 stellt das Verhältnis aus halber und voller Thoraxeindrückung dar. Auch hier unterscheiden sich die Werte aus den Versuchen und der Simulation nur geringfügig.

4.1.4 Viscous Criterion

Für die Berechnung des Viscous Criterion VC werden nur die oberen beiden Brustbänder berücksichtigt, da hier die Versuchs-Ergebnisse für das untere Band nicht vorliegen. Die Werte HVCmax und FVCmax entsprechen den Maximalwerten aus den sechs einzelnen Werten (je drei pro Brustband). Aus den drei Werten pro Brustband wird zusätzlich je ein Durchschnittswert berechnet. Der größere der beiden Durchschnittswerte geht als maximaler Durchschnittswert (HVCavg, FVCavg) in die Auswertung ein.

Die aus den Simulationsergebnissen berechneten Werte für VC liegen alle innerhalb bzw.

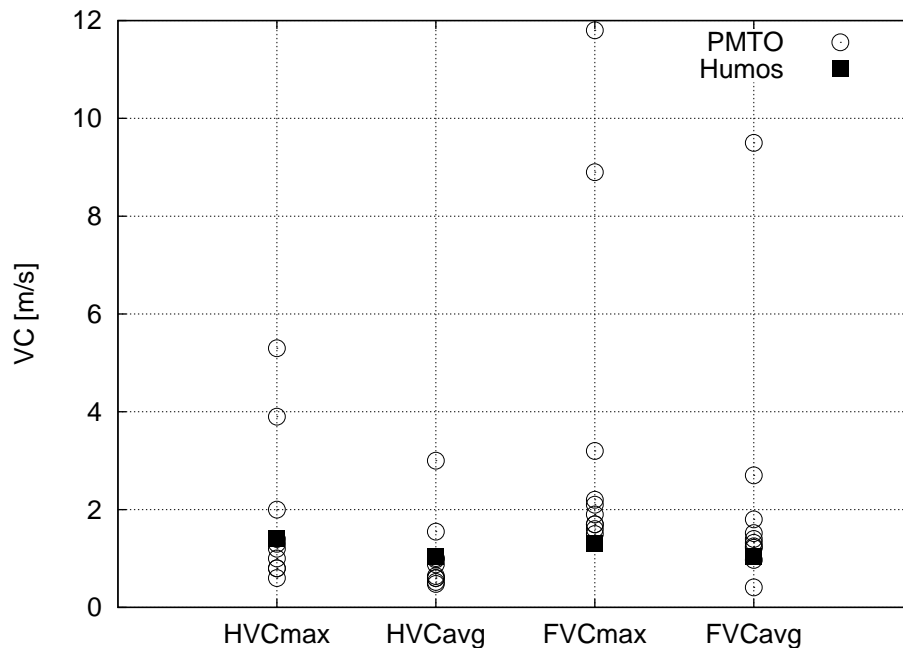


Abbildung 4.12: *Viscous Criterion*

ganz knapp unterhalb des bei den Leichenversuchen ermittelten Intervalls (Abb. 4.12). Die Werte für VC der Leichenversuche streuen sehr stark und liegen z.B. für den aus der vollen Thoraxeindrückung (FVCmax) berechneten Wert zwischen 1,5 m/s und 12 m/s. Der durchschnittliche Wert über die halbe Thoraxbreite (HVCavg) liegt in der Simulation bei 1,04 m/s. Damit liegt er innerhalb des Intervalls aus den Leichenversuchen von 0,48 m/s bis 1,55 m/s sowie in der Nähe des Medians der Versuche von 0,76 m/s. Auch der maximale Wert der Simulation über die halbe Thoraxbreite (HVCmax) liegt mit 1,4 m/s im Intervall von 0,6 m/s bis 5,3 m/s und in der Nähe des Medians (1,25 m/s) der Versuche. Die Werte für das aus der vollen Thorax-Kompression berechnete FVCmax liegen bei den Versuchen im Intervall von 1,5 m/s bis 11,8 m/s. Bis auf zwei (8,9 m/s und 11,8 m/s) sind alle Werte aus den Versuchen kleiner als 3,5 m/s. Der in der Simulation berechnete Wert mit 1,3 m/s liegt als einziger Wert knapp unterhalb des Intervalls der Versuche, aber in der Nähe der meisten Werte der Versuche sowie deren Medians von 2 m/s. Der maximale durchschnittliche Wert über den vollen Thorax FVCavg liegt mit 1,03 m/s im Intervall von 0,41 m/s bis 9,5 m/s aus den Versuchen. Der Median der Versuche liegt hier bei 1,36 m/s. Somit liegt auch hier der Median in der Nähe des Simulationsergebnisses.

4.1.5 Beschleunigungswerte

Vergleicht man die Beschleunigungen, die in der Simulation berechnet werden, mit den Versuchskorridoren, so korrelieren die Kurven der Simulation des ersten Brustwirbels Th1

(Abb. 4.13) und des Kreuzbeins (Abb. 4.15) gut mit den Versuchskorridoren. Die Beschleunigungskurve des zwölften Brustwirbels (Abb. 4.14) schwingt in der Simulation sehr stark. Der Maximalwert der Kurve liegt aber innerhalb des Korridors aus den Versuchen.

Die Beschleunigungen der vierten und achten Rippe werden mit dem Filter FIR 100 geglättet und zur Berechnung des Thorax-Trauma-Index benötigt. Auch hier schwingt die Simulationskurve stärker als die Versuchs-Korridore. Die ersten Maxima der Kurven liegen auf Höhe der Maxima aus den Versuchen. Zeitlich liegen sie etwas früher (8. Rippe) bzw. etwas später (4. Rippe) als die der Versuche (siehe Abb. 4.16 und 4.17).

Zum Vergleich der Maximalwerte werden die Simulationsergebnisse mit dem Filter SAE 180 geglättet. Die Maximalwerte aller Beschleunigungen bei den Simulationen liegen im Intervall der PMTO-Versuche (Abb. 4.18). Die Maximalwerte der Beschleunigung der beiden Brustwirbel Th1 und Th12 sowie des Kreuzbeins liegen in Simulation und PMTO-Versuchen im Intervall zwischen 30 g und 90 g. Die Beschleunigungsspitzen der Rippen vier und acht liegen im Intervall zwischen 50 g und 300 g und sind damit etwas höher als die an der Wirbelsäule gemessenen bzw. berechneten Werte. Die Maximalwerte des HUMOS-Modells für die Beschleunigungen der beiden Brustwirbel und des Kreuzbeins liegen alle bei etwa 44 g. Die Beschleunigung der vierten Rippe hat ihren Maximalwert bei 153 g, die der achten Rippe bei 130 g.

Die für die Berechnung des TTI notwendigen, mit dem FIR 100-Filter gefilterten Beschleunigungen der vierten und achten Rippe liegen beide bei 72 g. Zusätzlich wird die mit FIR 100 gefilterte Beschleunigung des zwölften Brustwirbels benötigt. Diese erreicht einen Maximalwert von 32 g.

4.1.6 Verletzungen

Neben Rippenfrakturen werden bei den PMTO in den Versuchen keine weiteren Verletzungen dokumentiert. In den Versuchen kommt es größtenteils zu Rippenserien-Frakturen, die meistens im Bereich der mittleren und hinteren Axillarlinie verlaufen. Abbildung 4.19 stellt das Frakturmuster des HUMOS-Modells einem Beispiel aus den PMTO-Versuchen gegenüber. Die Abbildungen der Frakturmuster der restlichen PMTO-Versuche befinden sich in Anhang A (ab S. 119) und ähneln zumeist dem Frakturmuster der Simulation. Auch in der Simulation werden zwei parallele Rippenserienfrakturen an der mittleren und hinteren Axillar-Linie berechnet. Beim HUMOS-Modell werden auf Höhe der mittleren Axillar-Linie Elemente an den Innenseiten der Rippen gelöscht. Auf Höhe der hinteren Axillar-Linie werden Elemente an den Außenseiten der Rippen gelöscht.

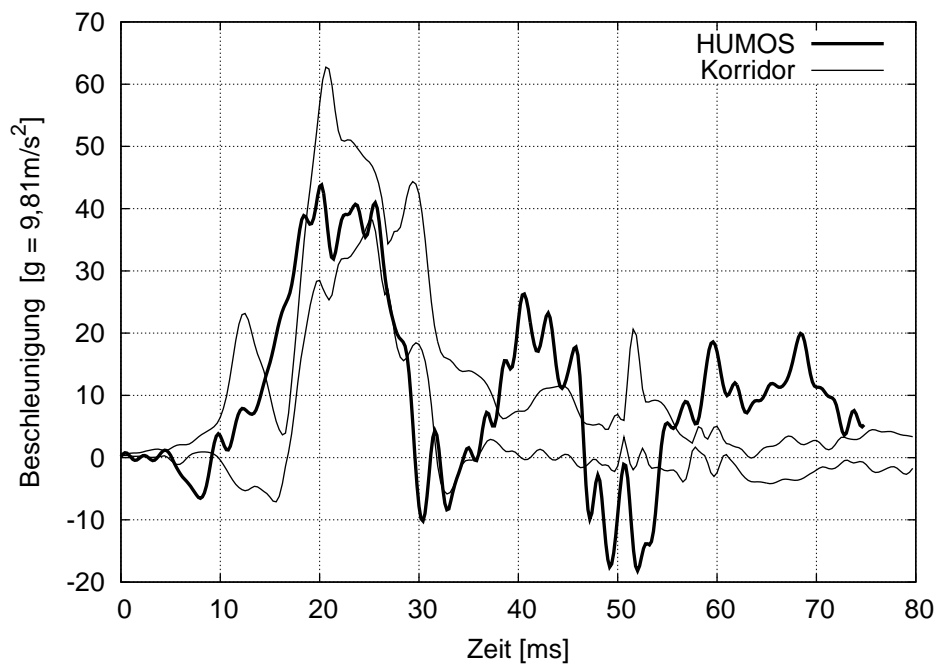


Abbildung 4.13: laterale Beschleunigung des ersten Brustwirbels (Filter: SAE 180)

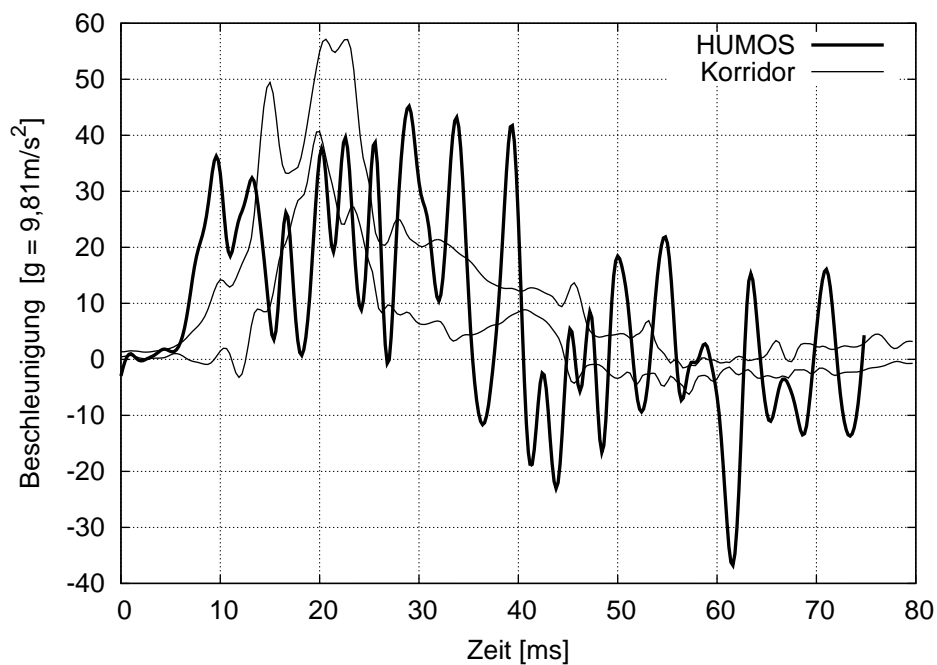


Abbildung 4.14: laterale Beschleunigung des zwölften Brustwirbels (Filter: SAE 180)

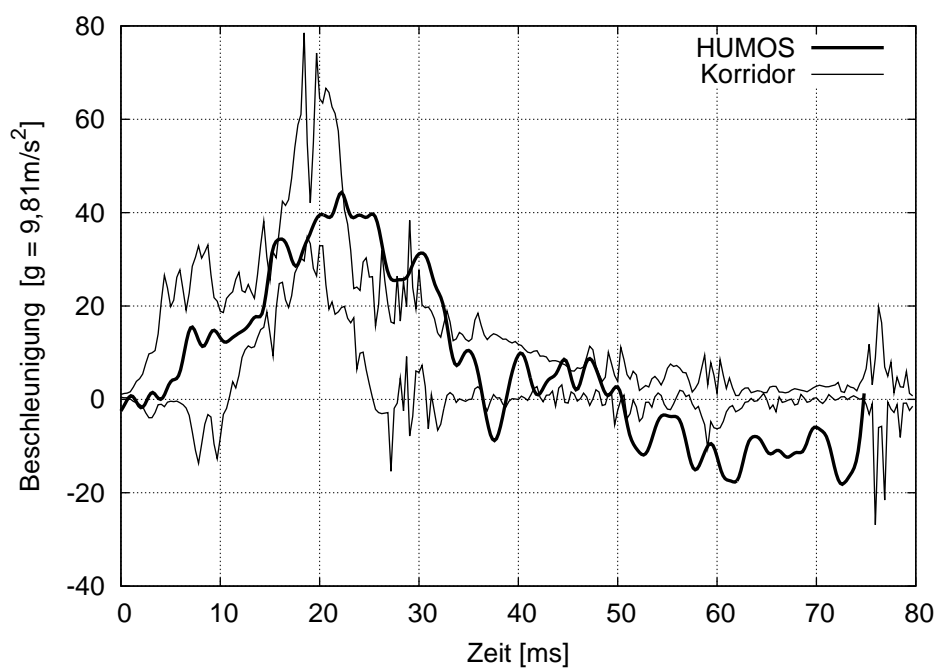


Abbildung 4.15: laterale Beschleunigung des Kreuzbeins (Filter: SAE180)

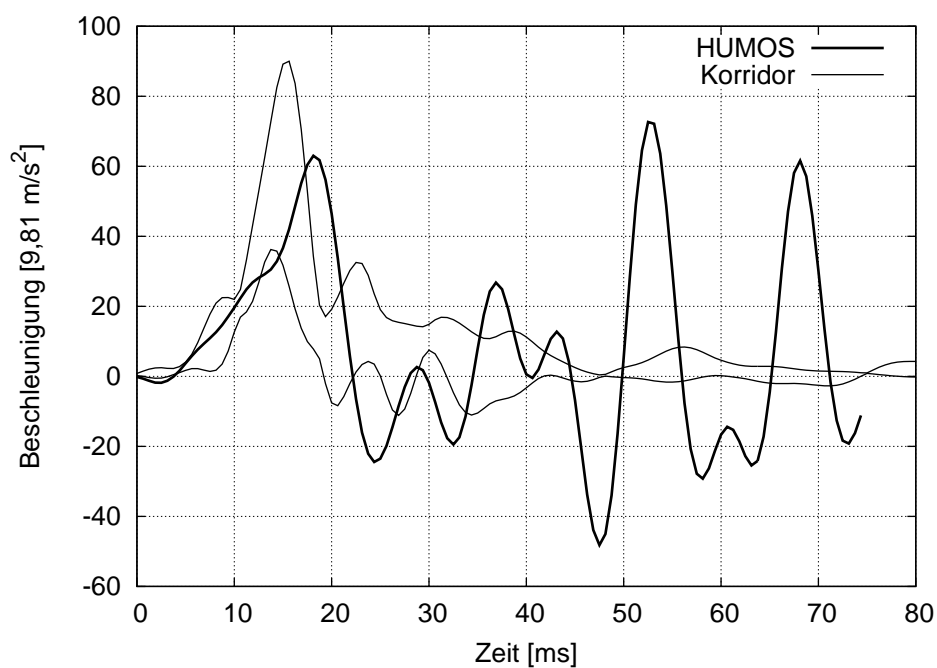


Abbildung 4.16: laterale Beschleunigung der vierten Rippe (Filter: FIR 100)

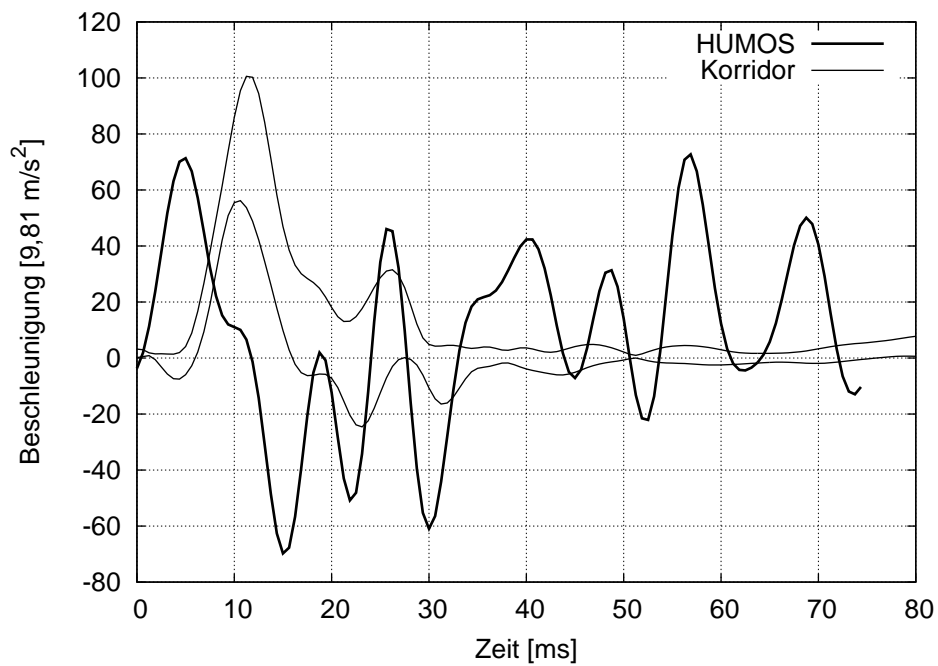


Abbildung 4.17: laterale Beschleunigung der achten Rippe (Filter: FIR 100)

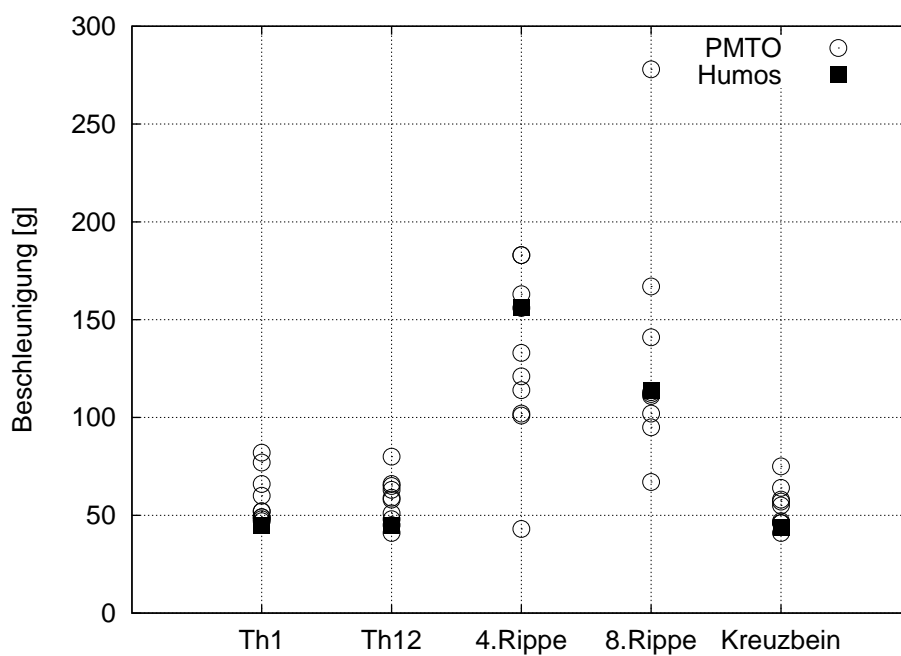


Abbildung 4.18: Maximalwerte der Beschleunigungen (Filter: SAE 180)

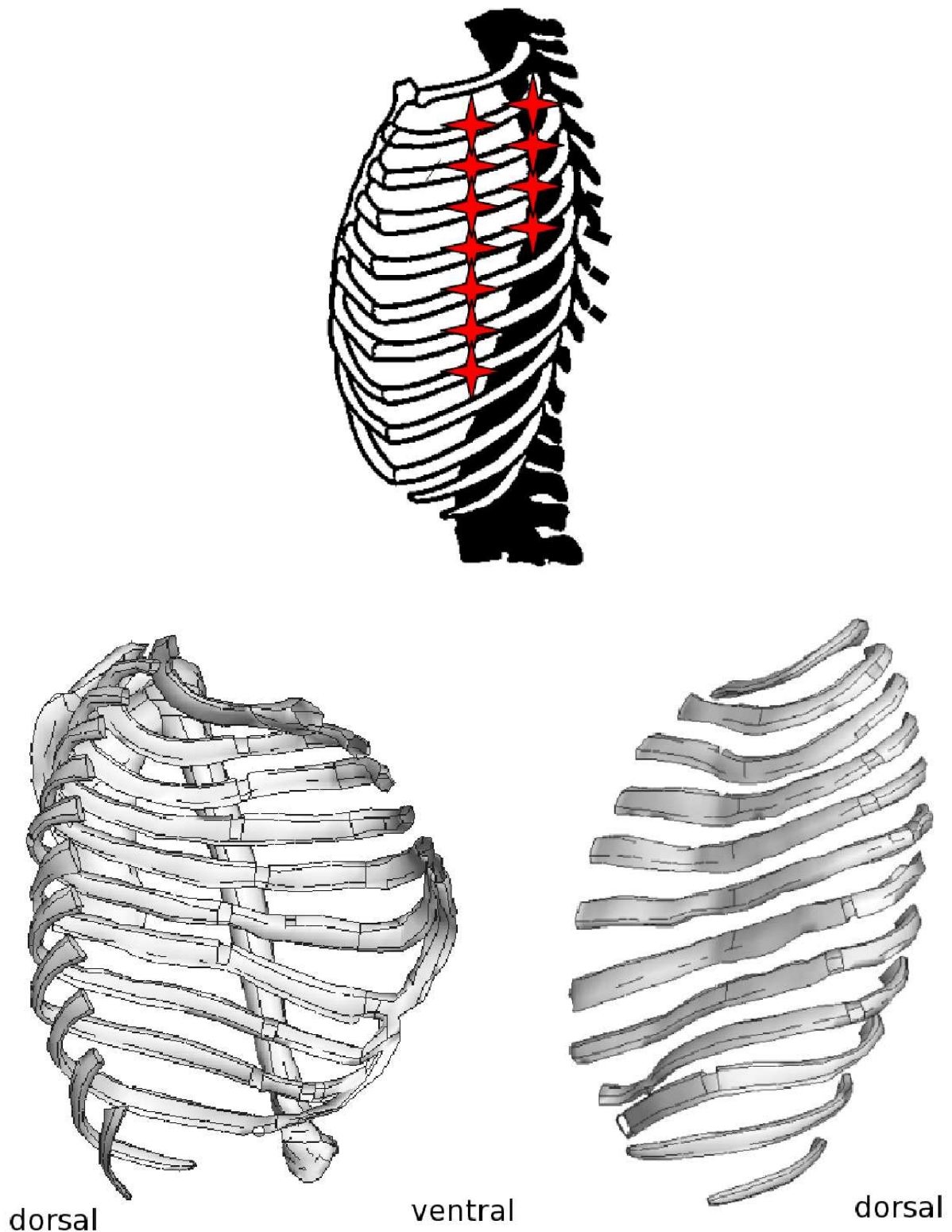


Abbildung 4.19: Rippenfrakturen PMTO SC135 (oben) und HUMOS-Modell. Beim PMTO sind die Rippenfrakturen durch Sternchen markiert. Beim HUMOS-Modell ist der Brustkorb von innen und von außen dargestellt. Man erkennt die Rippenfrakturen an den fehlenden Elementen.

4.2 Vergleich HUMOS-Modell mit ES-2-Modell

Um zu überprüfen, ob eine vorzeitige Belastung des Beckens die Wahrscheinlichkeit des Auftretens von Thoraxverletzungen oder deren Schwere reduzieren kann, werden Schlittenversuche mit dem Mensch-Modell HUMOS und dem Modell des ES-2 Dummys mit zwei verschiedenen Barrierenkonfigurationen durchgeführt:

- flache Kontaktbarriere
- gestufte Kontaktbarriere

Im Folgenden werden die Ergebnisse dieser Simulationen dargestellt. Anhand der Simulationen mit dem Mensch- und dem Dummy-Modell wird überprüft, ob und wie sich die beiden Barrierenkonfigurationen in ihrer Auswirkung auf den Thorax von Mensch-Modell bzw. Dummy unterscheiden. Dabei werden zunächst Kinematik und Kontaktkräfte verglichen und anschließend die verschiedenen Verletzungskriterien betrachtet. Anhand dieser Kriterien werden für beide Modelle Verletzungswahrscheinlichkeiten berechnet.

4.2.1 Kinematik

In den Simulationen mit der flachen Kontaktbarriere tritt sowohl beim HUMOS-Modell als auch beim Modell des ES-2 Dummys zunächst ein Kontakt zwischen Thoraxbarriere und Oberarm auf. Bei den Simulationen mit der gestuften Kontaktbarriere trifft diese etwa zeitgleich auf Becken und Schulter der Modelle. Ein wesentlicher Unterschied zwischen HUMOS und ES-2 ist das Verhalten des linken Schultergelenks. Beim ES-2 wird aufgrund der Konstruktion des Schultergelenks eine Ausweichrotation des Stummelarms vor den Thorax ermöglicht (Abb. 4.20), so dass in diesem Fall der Arm praktisch keinen Einfluss auf die Thorax-Kompression hat. Das eben beschriebene Verhalten des Schultergelenks beim ES-2-Modell tritt bei beiden Barrieren-Konfigurationen auf. Das ES-2-Modell wird infolge dessen hauptsächlich von der Becken-Barriere angeschoben. Bei der gestuften Barriere findet beim ES-2-Modell praktisch kein Kontakt mit der Abdomenbarriere statt. Beim ES-2 Modell tritt bei beiden Barrierenkonfigurationen ein Kontakt zwischen dem Thorax und der Kontaktbarriere auf. Beim HUMOS-Modell dagegen tritt bei der gestuften Barrierenkonfiguration kein direkter Kontakt zwischen Thorax und Thorax-Barriere auf. Nur die Schulter und der Oberarm des HUMOS-Modells haben hier Kontakt mit der Thorax-Barriere. Bei der flachen Barriere findet ein Kontakt zwischen dem Thorax des Mensch-Modells und der Thorax-Barriere statt.

Bei der Betrachtung der Wirbelsäulen-Kinematik (Abb. 4.21 und 4.22) erkennt man beim HUMOS-Modell eine stetige Biegung der Wirbelsäule bei gestufter Barrierenkonfiguration. Hier wird zunächst das Becken beschleunigt. Diese Bewegung setzt sich dann nach oben

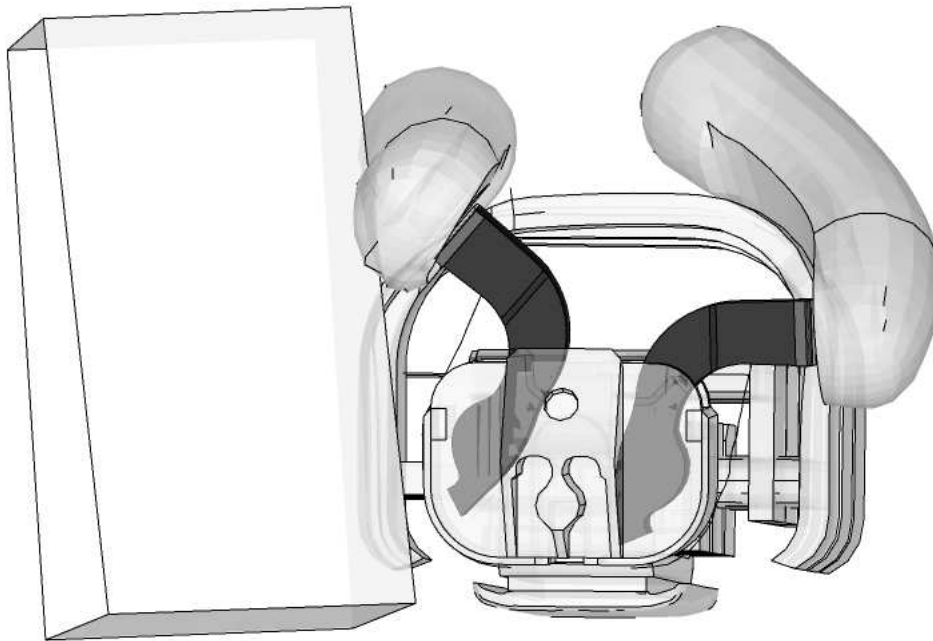


Abbildung 4.20: Verhalten des Stummelarms des ES-2-Modells durch den Kontakt mit der Barriere; Aufsicht auf den Thorax des ES-2-Modells von oben

fort und führt so zu einer Lateralflexion der Wirbelsäule. Im Gegensatz zum ES-2-Modell hat das HUMOS-Modell wie der Mensch eine aus vielen einzelnen Gelenken bestehende Wirbelsäule. Das ES-2-Modell hat im Bereich der Thoraxwirbelsäule nur zwei Gelenke. Eines der beiden befindet sich oberhalb des starren Thorax-Wirbelsäulen-Blocks, das andere unterhalb. Sie entsprechen damit den menschlichen Wirbelgelenken zwischen C7 und Th1 sowie zwischen Th12 und L1. Die Wirbelsäule des ES-2-Modells knickt auf Höhe der beiden beschriebenen Gelenke ein. Eine Biegung der Brustwirbelsäule tritt beim Dummy-Modell nicht auf. Bei beiden Barrierenkonfigurationen tritt eine Flexion der Lendenwirbelsäule des Dummy-Modells auf. Bei der flachen Barriere ist fast keine Flexion der Wirbelsäule des Mensch-Modells festzustellen.

4.2.2 Kontaktkräfte

Abbildung 4.23 zeigt den Verlauf der Kontaktkräfte über alle Barrierenteile über die Zeit. Beim ES-2-Modell verringert sich der Maximalwert von 22 kN in der Simulation mit der flachen Barriere auf 17 kN durch den Einsatz der gestuften Barriere. Der Verlauf der beiden Kurven ändert sich dabei kaum. Beim HUMOS-Modell liegen die beiden Maximalwerte sehr ähnlich wie die beim ES-2 berechneten Werte. Der Verlauf der Kurve aus der Simulation mit der gestuften Barriere erreicht sein Maximum aber schon deutlich früher. Die Krafteinwirkung ist hier gleichmäßiger über die Zeit verteilt.

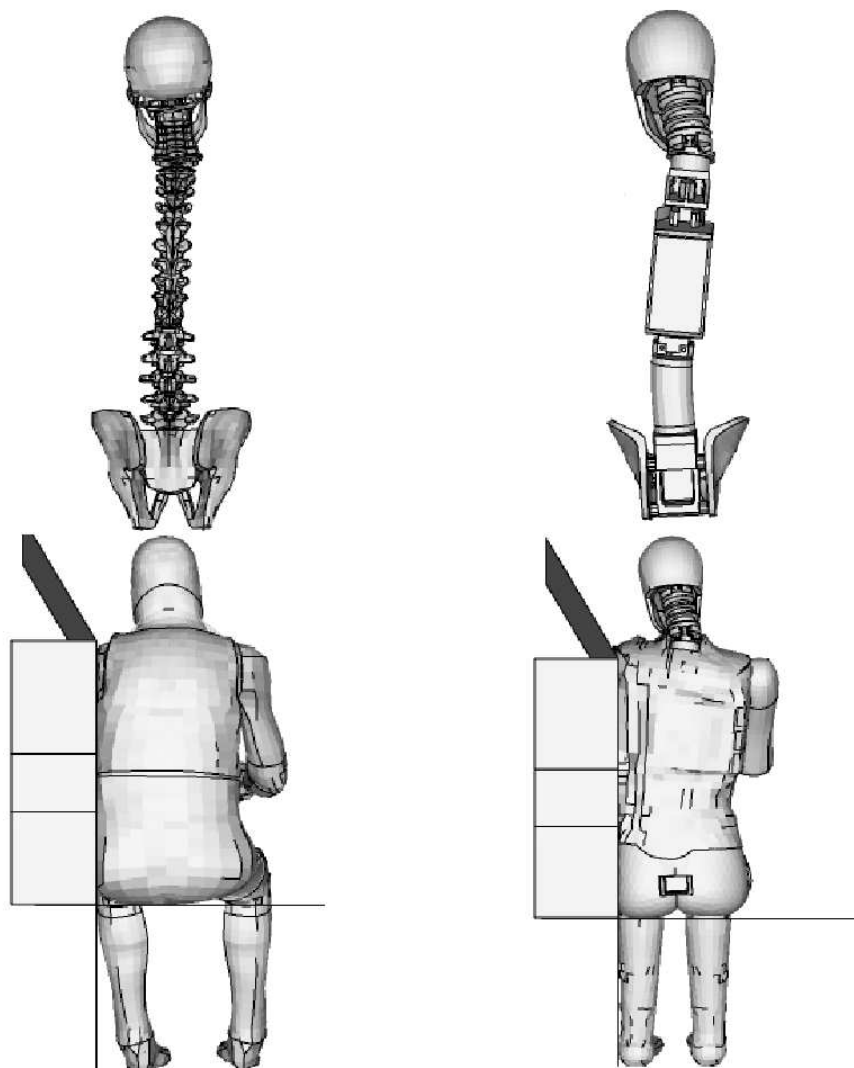


Abbildung 4.21: Kinematik der beiden Modelle bei flacher Barrierenkonfiguration zum Zeitpunkt der größten Eindrückung des Thorax; links HUMOS-Modell; rechts ES-2-Modell

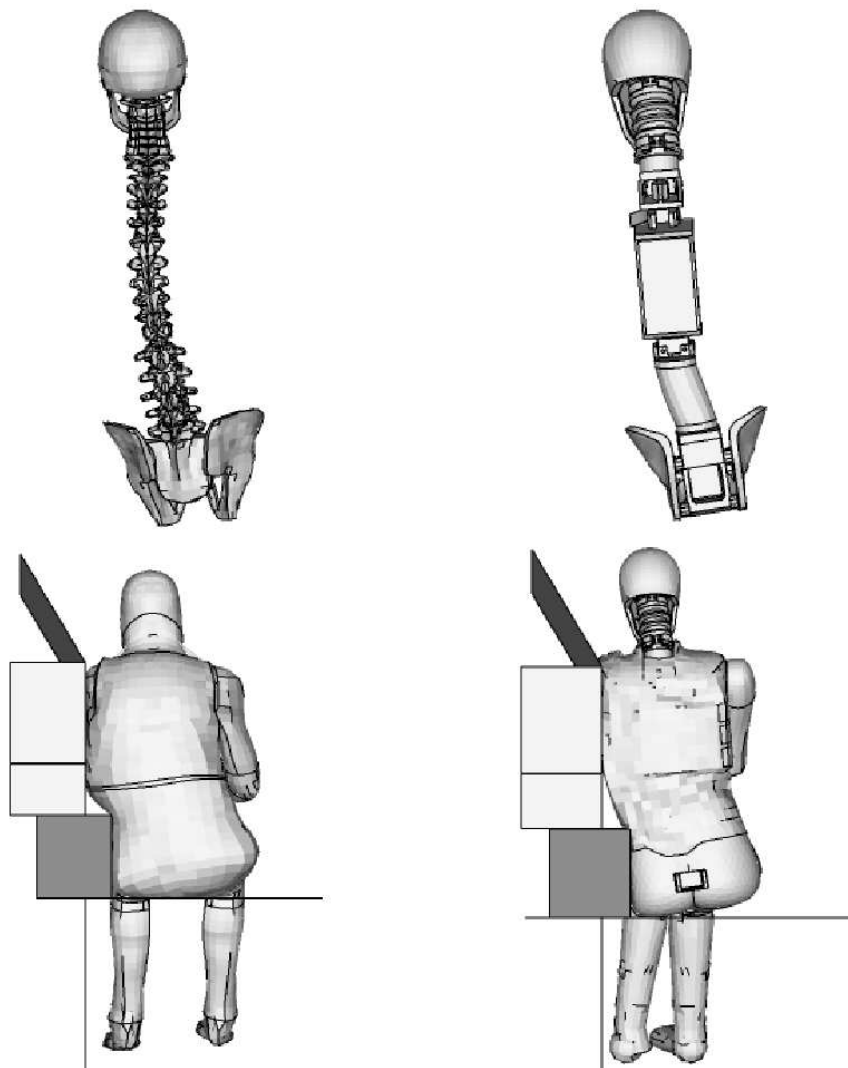


Abbildung 4.22: Kinematik der beiden Modelle bei gestufter Barrierenkonfiguration zum Zeitpunkt der größten Eindrückung des Thorax; links HUMOS-Modell; rechts ES-2-Modell

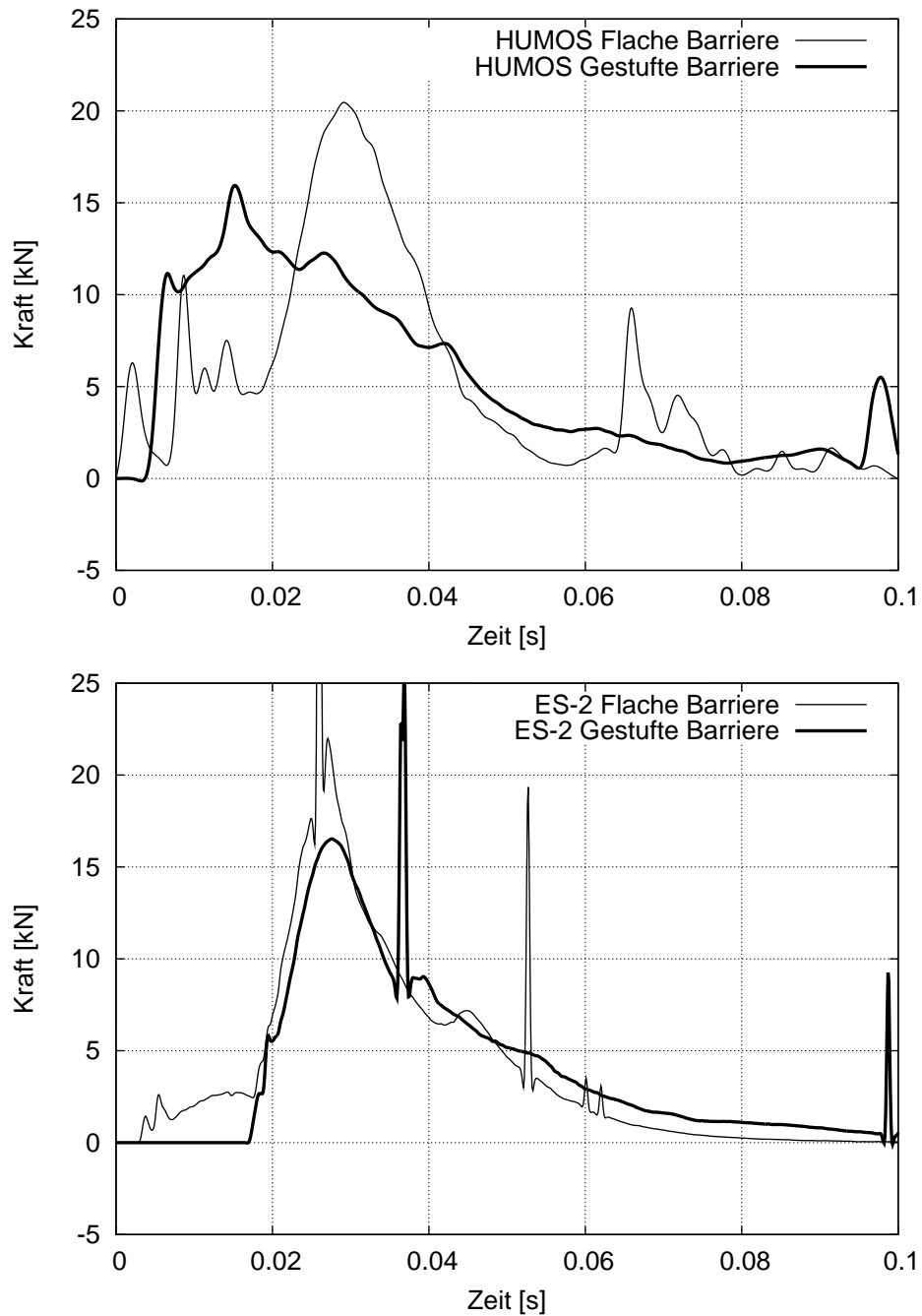


Abbildung 4.23: Summe der Kontaktkräfte zwischen der Barriere und dem HUMOS-Modell (oben) sowie dem ES-2-Modell (unten)

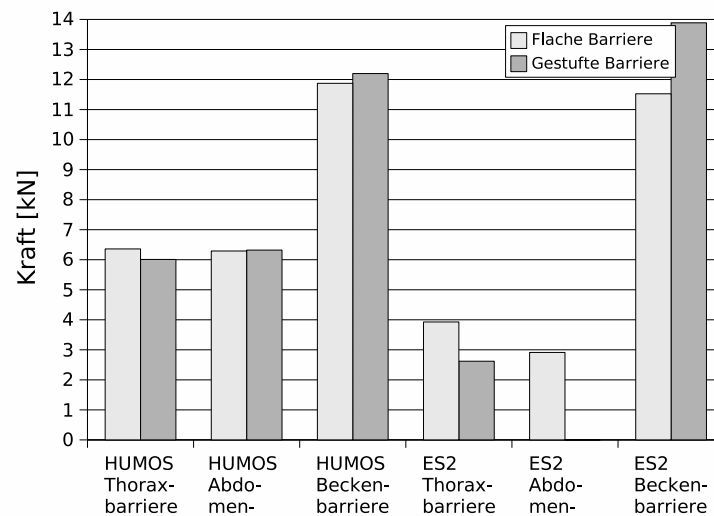


Abbildung 4.24: Kontaktkräfte HUMOS und ES-2-Modell

Vergleicht man die zwischen der Becken-Barriere und den Modellen berechnete maximale Kontaktkraft, ist diese beim ES-2-Modell für die gestufte Konfiguration etwas höher als die des HUMOS-Modells (Abb. 4.24). Bei der flachen Barriere liegen die Becken-Kontaktkräfte für beide Modelle bei etwa 12 kN. Beim HUMOS-Modell ändern sich die Kontaktkräfte durch die gestufte Barrieren-Konfiguration praktisch nicht. Beim ES-2-Modell wird eine Maximalkraft an der Beckenbarriere von 14 kN bei gestufter Konfiguration berechnet.

Beim HUMOS-Modell liegen die Abdomen- und Thorax-Kontaktkräfte in beiden Simulationen bei etwa 6 kN. Beim ES-2-Modell liegen die Kontaktkräfte der Abdomen- und Thorax-Barriere deutlich unter den Werten des Mensch-Modells. Die Abdomen-Kraft liegt beim ES-2-Modell etwas unter 3 kN bei flacher Barrierenkonfiguration. Bei der Simulation mit der gestuften Barriere liegt dieser Wert bei 0,6 kN. Die Kraft der Thorax-Barriere verringert sich bei der Simulation mit der gestuften Barriere von 3,9 kN auf 2,6 kN.

4.2.3 Deflexion und Kompression

Abbildung 4.25 überlagert Schnitte durch den Thorax des HUMOS-Modells zum Zeitpunkt der größten Deformation auf Höhe der achten Rippe. Es lässt sich mit bloßem Auge erkennen, dass die Thorax-Deformation bei der gestuften Barriere geringer ist, als die Deformation in der Simulation mit der flachen Barriere.

In den Simulationen mit der gestuften Barriere sind alle analysierten Thorax-Kompressionen kleiner als in den Simulationen mit der flachen Barriere (Abb. 4.26 bis 4.28). Dies ist sowohl beim Mensch- als auch beim Dummy-Modell zu beobachten. Dabei ist die Kompression im oberen Thorax-Bereich kleiner als im unteren.

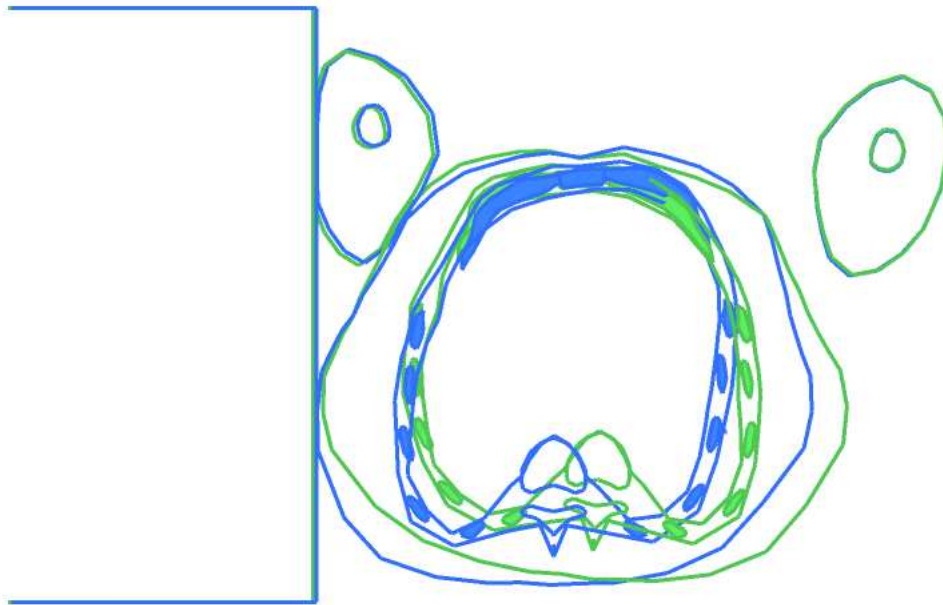


Abbildung 4.25: Thorax-Kompression HUMOS: Schnitt auf Höhe der 8. Rippe (mittlere Axillar-Linie); flache Barriere (blau), gestufte Barriere (grün); Angeschnitten sind hier auch die Arme des Modells. Man erkennt den Einfluss des Arms auf die Thorax-Kompression.

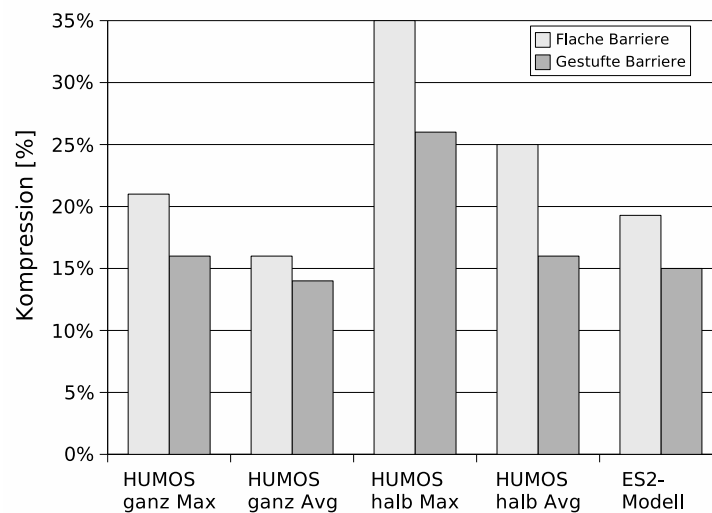


Abbildung 4.26: Thorax-Kompression HUMOS und ES-2 auf Höhe der 4. Rippe (oberes Rippenmodul des Dummy-Modells) (Filter: SAE180)

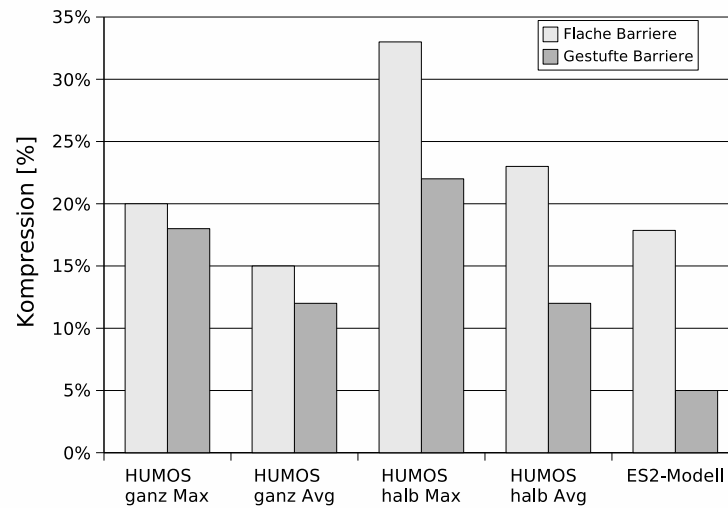


Abbildung 4.27: Thorax-Kompression HUMOS und ES-2 auf Höhe der 6. Rippe (mittleres Rippenmodul des Dummy-Modells) (Filter: SAE 180)

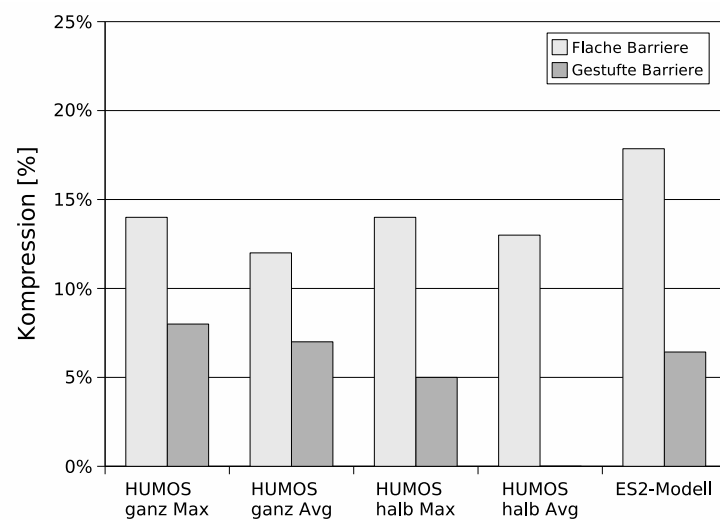


Abbildung 4.28: Thorax-Kompression HUMOS und ES-2 auf Höhe der 8. Rippe (unteres Rippenmodul des Dummy-Modells) (Filter: SAE 180)

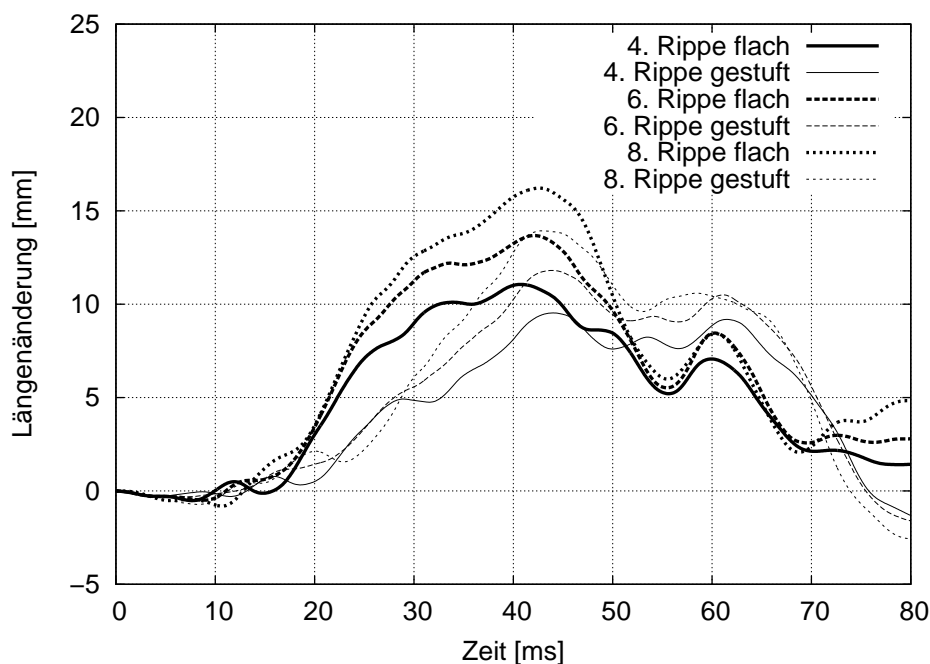


Abbildung 4.29: Ausweitung des Thorax zwischen Sternum und Wirbelsäule durch die laterale Kompression

Beim HUMOS-Modell liegt die Thorax-Kompression bei der gestuften Barrierenkonfiguration auf Höhe der achten Rippe bei unter 10%. Die höchste Thorax-Deformation beim HUMOS-Modell wird auf Höhe der vierten Rippe erreicht. Hier liegt die maximale über den halben Thorax berechnete Eindrückung bei 35%. Dieser Wert verringert sich bei der gestuften Barriere auf 26%. Die durchschnittliche halbe Thorax-Kompression auf Höhe der sechsten Rippe liegt bei der Simulation mit der flachen Barriere bei 23%. Bei der gestuften Barriere wird dagegen nur eine Eindrückung von 12% erreicht. Auf Höhe der vierten Rippe verringert sich der Wert durch den Einsatz der gestuften Barriere von 25% auf 16%. Für den Thorax des Dummy-Modells berechnet sich in der Simulation mit der flachen Barriere eine Eindrückung des untersten Rippenmoduls um 18%. Der entsprechende Wert beim Einsatz der gestuften Barriere beträgt 6%. Für das mittlere Modul werden Eindrückungen von 18% bei der flachen Barriere und 5% bei der gestuften Barriere berechnet. Das untere Rippenmodul wird bei der flachen Konfiguration um 19%, bei der gestuften um 15% eingedrückt.

Beim HUMOS-Modell verändert sich außerdem der Abstand zwischen Sternum und Wirbelsäule durch die laterale Belastung des Brustkorbes (Abb. 4.29). Der Abstand vergrößert sich um etwa 10 mm bis 16 mm. Beim ES-2-Modell tritt aufgrund der Konstruktion der Rippenelemente keine Ausweitung in diese Richtung auf.

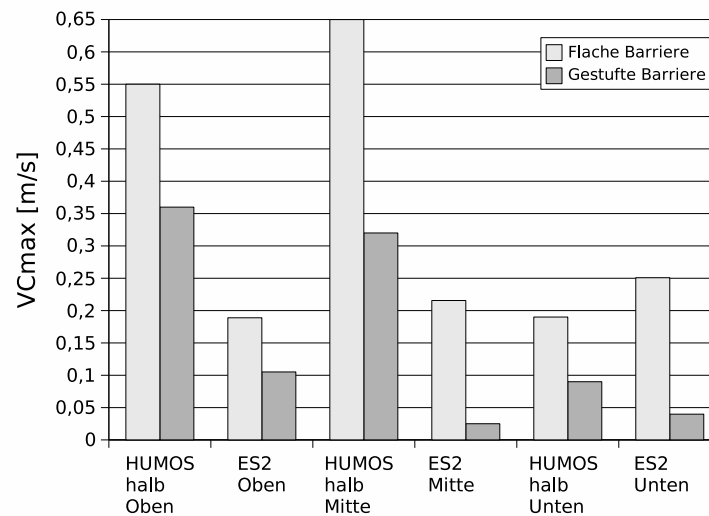


Abbildung 4.30: Viscous Criterion von HUMOS und ES-2-Modell

4.2.4 Viscous-Criterion

Aus der Kompression und der Kompressions-Geschwindigkeit wird das Viscous Criterion VC berechnet. Abbildung 4.30 zeigt die Maximalwerte von VC auf Höhe der Rippenmodule des ES-2-Modells für die beiden Modelle. Betrachtet man die Ergebnisse der Simulationen wird hier derselbe Trend wie bei der Thorax-Kompression deutlich. Die für VC berechneten Werte sinken durch den Einsatz der gestuften Barriere bei beiden Modellen im Vergleich zur Simulation mit der flachen Barrieren-Konfiguration. Am deutlichsten tritt dieser Effekt am untersten Rippenmodul des Dummy-Modells sowie der entsprechenden Stelle am Mensch-Modell auf. Hier verringern sich die Werte von VC um über 50%. Die höchsten Werte für VC werden auf Höhe der sechsten Rippe des Mensch-Modells berechnet. Hier liegt der Maximalwert von VC über den halben Thorax bei 0,65 m/s beim Einsatz der flachen Barriere. Bei der Simulation mit der gestuften Barriere verringert sich dieser Wert auf 0,32 m/s. Bei den Simulationen mit dem Modell des ES-2-Dummys werden die höchsten Werte für VC bei flacher Barriere am untersten Rippenmodul berechnet. Für die gestufte Barriere liegt die höchste Eindrückung beim Dummy-Modell am obersten Rippenmodul an. Auch hier werden, wie bei der Kompression, für das HUMOS-Modell höhere Werte für die oberen beiden Rippen berechnet. Die Werte des HUMOS-Modells sind hier etwa dreimal so hoch wie die Ergebnisse mit dem ES-2-Modell. Für die unterste Rippe ist der Wert beim ES-2-Modell etwas höher.

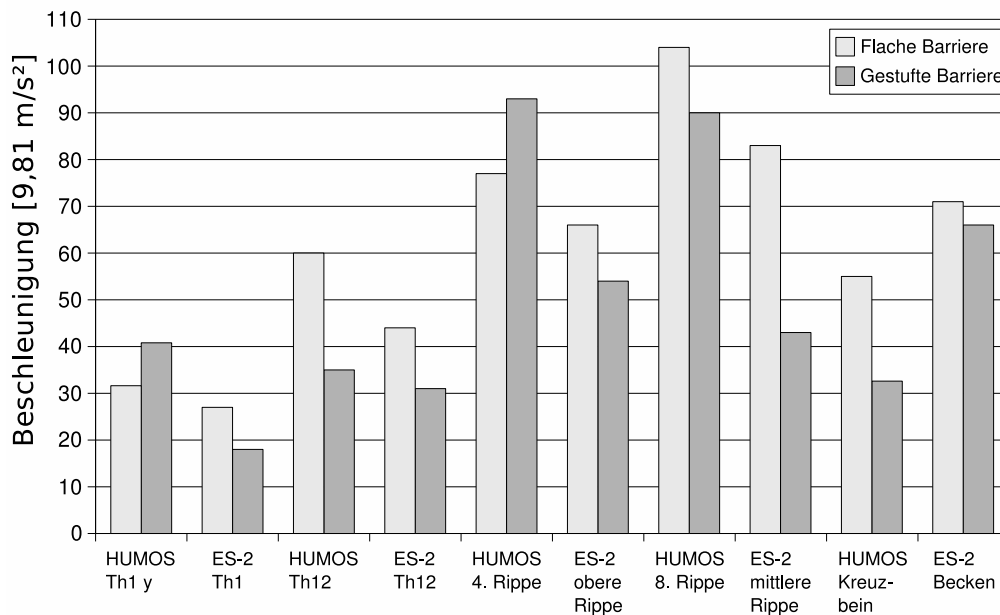


Abbildung 4.31: laterale Beschleunigungen von HUMOS- und ES-2-Modell

4.2.5 Beschleunigungen

Die Beschleunigungen des ersten und zwölften Brustwirbels eignen sich nach Kuppa et al. [46] zur Berechnung von Verletzungswahrscheinlichkeiten im Thoraxbereich (vgl. Abschnitt 2.3.4). Die Beschleunigung des 12. Brustwirbels und die Rippenbeschleunigungen werden außerdem noch für die Berechnung des Thorax-Trauma-Index (vgl. Abschnitt 2.3.3) benötigt.

Im Vergleich zu den Simulationen mit der flachen Barriere sind alle lateralen Beschleunigungen, außer die des ersten Brustwirbels und der vierten Rippe des HUMOS-Modells, in den Simulationen mit der gestuften Barriere kleiner (Abb. 4.31). Die Beschleunigungen bewegen sich alle im Bereich zwischen 18 g und 104 g. Die größten Beschleunigungen werden an den Rippen des HUMOS-Modells berechnet. Hier liegen die Werte ausschließlich über 70 g. Die mittlere Rippe des ES-2-Modell erfährt bei der Simulation eine ähnlich hohe Beschleunigung von 83 g. Hier ist die Beschleunigung der Simulation mit der gestuften Barriere deutlich geringer und liegt bei 43 g.

Beim HUMOS-Modell liegt der maximale Wert der am Kreuzbein gemessenen Beschleunigung bei etwa 60 g bei der Konfiguration mit der flachen Barriere. Beim ES-2-Modell liegt der Maximalwert der Beckenbeschleunigung bei etwa 71 g. Bei den Simulationen mit der gestuften Barriere reduziert sich die Beschleunigung beim Mensch-Modell auf ca. 30 g, beim ES-2-Modell auf 65 g.

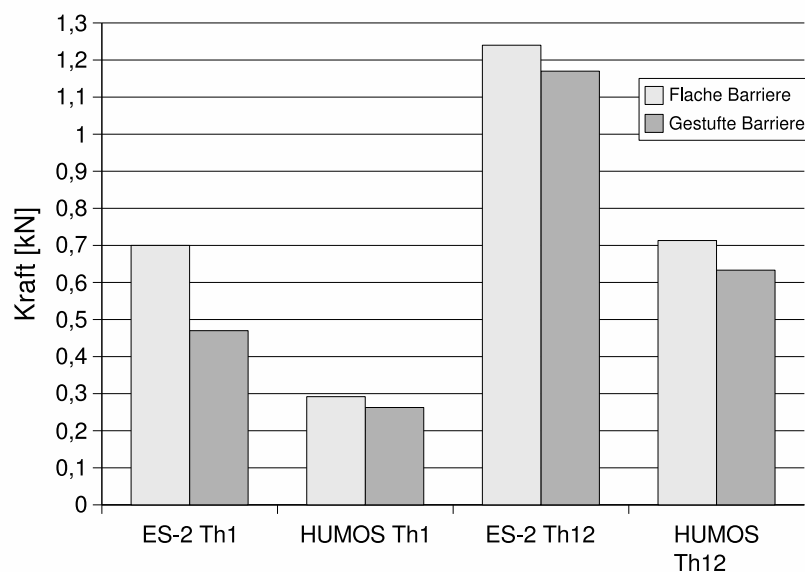


Abbildung 4.32: Scherkräfte an Th1 und Th12 von ES-2-Modell und HUMOS (Filter: SAE 600)

4.2.6 Thorax-Trauma-Index

Der Thorax-Trauma-Index TTI berechnet sich aus den mit dem Filter FIR 100 geglätteten Beschleunigungsdaten der oberen und unteren Rippe des Dummy-Modells, entsprechend der vierten und achten Rippe des Mensch-Modells. Durch Einsatz der gestuften Barriere werden auch die Werte für den TTI kleiner im Vergleich zu den Ausgangssimulationen mit flacher Barriere. Beim HUMOS-Modell verringern sich die Werte für den massennormierten TTIkernel von 69 g auf 57 g. Der TTIkernel des Dummys liegt bei 65 g (flache Barriere) und 48 g (gestufte Barriere).

4.2.7 Kräfte

Die an Th1 und Th12 wirkenden Scherkräfte verringern sich durch den Einsatz der gestuften Barriere im Vergleich zur flachen Barrierenkonfiguration. So sinkt z.B. die Belastung von Th12 des HUMOS-Modells von 0,71 kN auf 0,63 kN. Der entsprechende Wert beim ES-2-Modell liegt etwa doppelt so hoch. Hier liegt der an Th12 berechnete Wert bei 12,4 kN bei der flachen Barriere und bei 11,7 kN bei der gestuften Barriere. Die restlichen Werte können Abbildung 4.32 entnommen werden.

Auch die auf die Symphyse wirkende Kraft wird in den Simulationen bestimmt. Hier sind die beim HUMOS berechneten Werte deutlich kleiner als die bei den Simulationen mit dem

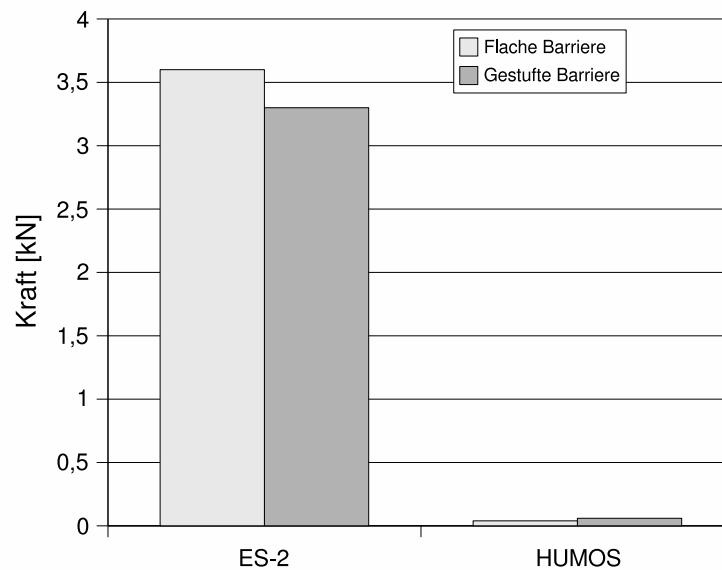


Abbildung 4.33: Krafteinwirkung auf Symphyse von ES-2-Modell und HUMOS (Filter: SAE 600)

Dummy-Modell berechneten Werte (Abb. 4.33). Die auf eine gedachte Schnittfläche der Symphyse des HUMOS-Modells wirkende Kraft liegt in der Größenordnung von 0,05 kN. Dabei ist hier die bei der flachen Barriere berechnete Kraft etwas kleiner. Beim ES-2-Modell liegen beide Werte über 3 kN. Hier verringert sich die Kraft leicht durch den Einsatz der gestuften Barriere.

4.2.8 Verletzungswahrscheinlichkeiten

Wendet man die Formeln von Kuppaa et al. [46] zur Berechnung der Wahrscheinlichkeit des Auftretens von Thoraxverletzungen (AIS 3+ und AIS 4+) an, so kommt man zu den in Tabelle 4.3 dargestellten Ergebnissen. Außer der Verletzungswahrscheinlichkeit auf Basis der Beschleunigung des ersten Brustwirbels beim HUMOS-Modell sinken alle anderen Werte. Die aus der Thorax-Deflexion berechneten Wahrscheinlichkeiten liegen beim Mensch-Modell bei flacher Barriere höher als die entsprechenden Werte des Dummy-Modells. Bei der gestuften Barriere sind die entsprechenden Wahrscheinlichkeiten beim Dummy-Modell höher als die des Mensch-Modells. Für einen 45-Jährigen läge die Wahrscheinlichkeit bei der flachen Barrierenkonfiguration eine Thoraxverletzung vom Grad AIS 3+ zu erleiden bei 84%, wenn die Thorax-Deflexion des HUMOS-Modells als Grundlage für die Berechnung verwendet wird. Dieser Wert erhöht sich für einen 80-Jährigen auf 95%. Die entsprechenden Werte des Dummy-Modells liegen bei 31% für die flache Barriere und 25% für die gestufte Barriere.

	AIS 3+		AIS 4+	
	Flach	Gestuft	Flach	Gestuft
ES-2 Deflexion	31%	25%	10%	8%
ES-2 Th1	36%	29%		
ES-2 Th12	30%	23%		
HUMOS 45 Deflexion	86%	19%	48%	3%
HUMOS 45 TTI	31%	20%	9%	5%
HUMOS 45 Th1	11%	18%	3%	5%
HUMOS 80 Deflexion	96%	46%	77%	11%
HUMOS 80 TTI	83%	73%	51%	37%
HUMOS 80 Th1	46%	59%	16%	25%

Tabelle 4.3: Verletzungswahrscheinlichkeiten nach Kuppa et al. [46]

Berechnet man aus den resultierenden Beschleunigungen des ersten Brustwirbels Th1 nach der Formel 2.13 mit einem zugrundegelegten Alter von 45 Jahren die Wahrscheinlichkeit, eine AIS 3+ Verletzung zu erleiden, ergeben sich Werte von 35% bei der flachen Barriere und 16% bei der gestuften Barriere. Die Wahrscheinlichkeit eine AIS 4+ Verletzung zu erleiden liegt bei 11% (flache Barriere) und 4% (gestufte Barriere). Die Wahrscheinlichkeiten erhöhen sich auf 46% und 23% bei einem Alter von 80 Jahren.

4.2.9 Dehnungen und Elementversagen an den Rippen

Neben den aus den verschiedenen Verletzungskriterien bestimmten Verletzungswahrscheinlichkeiten kann man beim HUMOS-Modell Rippenfrakturen direkt am Modell ablesen. So kommt es bei den Simulationen mit dem HUMOS-Modell bei flacher und gestufter Barrirenkonfiguration zu Frakturen an der dritten und vierten Rippe in der vorderen Axillarlinie. Abbildung 4.34 zeigt die an den Innenseiten der Rippen des HUMOS-Modells auftretenden Dehnungen sowie die beiden Frakturen. Dargestellt sind die maximalen während der Simulation erreichten Dehnungswerte. Man sieht, dass bei der Simulation mit der flachen Barriere (links) insgesamt höhere Dehnungswerte an den Rippen berechnet wurden, als bei der Simulation mit der gestuften Barriere. Bei der Simulation mit flacher Barriere treten an den Rippen fünf und sechs Dehnungswerte von etwa 8% in der vorderen Axillarlinie auf. An der zweiten Rippe wird eine Dehnung von knapp 4% berechnet. Im Vergleich dazu sind die Dehnungswerte an den Rippen zwei und fünf bei der gestuften Barriere vernachlässigbar klein. An der sechsten Rippe werden in der Simulation mit der gestuften Barrirenkonfiguration etwa 5% Dehnung berechnet.

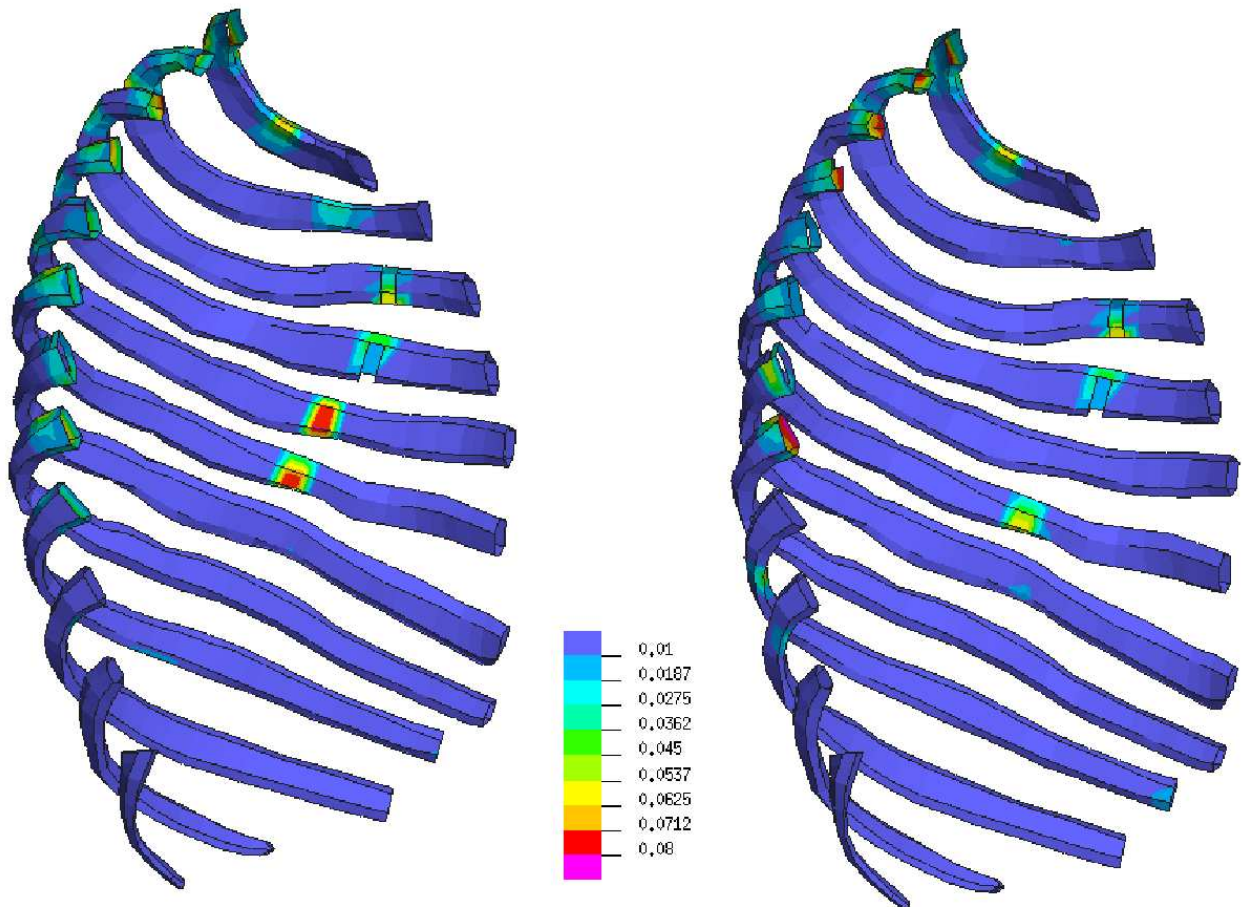


Abbildung 4.34: Dehnungen und Elementversagen an der Innenseite der Rippen der belasteten Seite des Brustkorbs bei flacher (links) und gestufter Barriere (rechts)

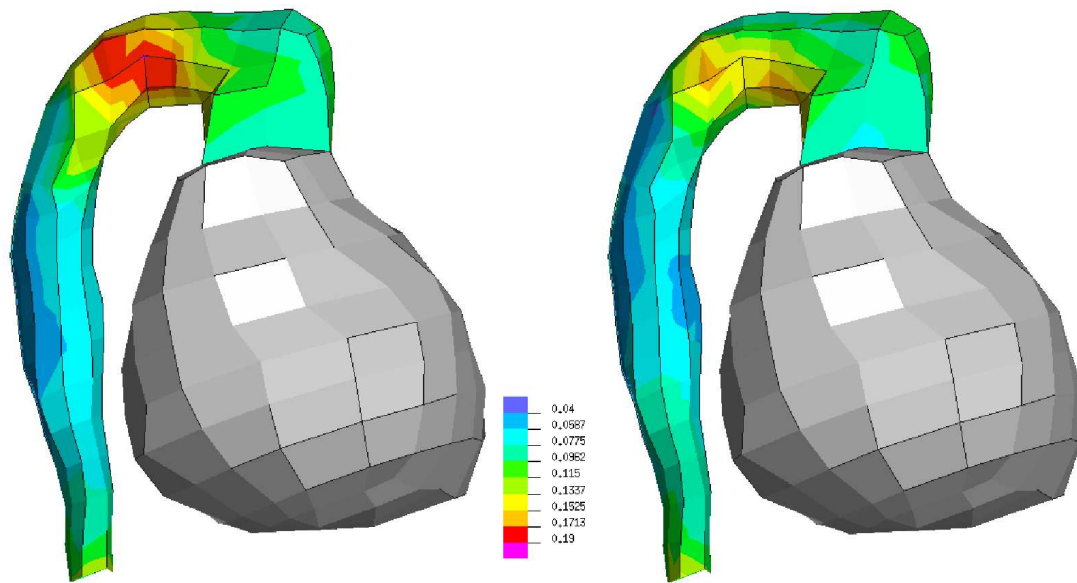


Abbildung 4.35: Dehnungsbelastung der Aorta (links: flache Barriere, rechts: gestufte Barriere)

4.2.10 Aorta

Bei der Simulation mit der gestuften Barriere kann außerdem eine Verringerung der Dehnung der Aorta beobachtet werden (Abb. 4.35). Bei der flachen Barriere werden im Bereich des beginnenden absteigenden Astes der Aorta Dehnungswerte von knapp 20% Dehnung berechnet. Bei der gestuften Barriere erreichen die Dehnungen maximal 17%.

4.2.11 Becken

Durch den Einsatz der gestuften Barriere tritt eine leichte Vergrößerung der Dehnungswerte im Becken von maximal etwa 17% auf maximal etwa 21% auf (Abb. 4.36). Die größten Dehnungen treten im Bereich der linken Hüftpfanne und in der Mitte des linken Darmbeins auf.

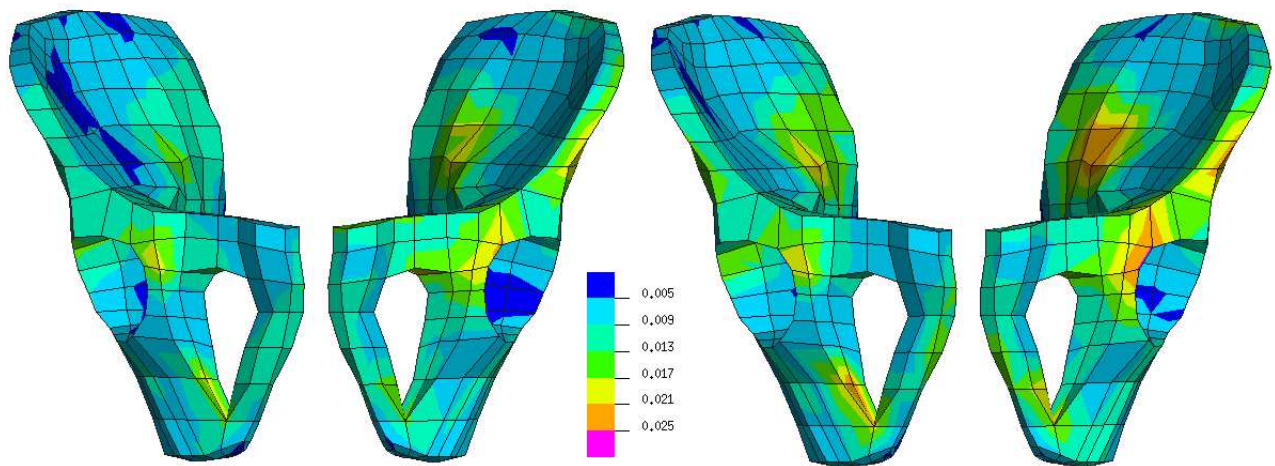


Abbildung 4.36: Dehnungsbelastung des Beckens bei flacher Barriere (links) und gestufter Barriere (rechts)

Kapitel 5

Diskussion

5.1 Validierung des HUMOS-Modells

Die Validierung des Brustkorbes stellt die Voraussetzung für den eigentlichen Hauptteil dieser Arbeit dar: den Vergleich des HUMOS-Modells mit dem Modell des ES-2 Dummies. Das Material des Brustkorbes des Mensch-Modells HUMOS wird anhand von Daten aus Leichenversuchen validiert. Dazu wird der Versuchsaufbau in der Simulation mit dem Mensch-Modell HUMOS exakt nachgebildet. Die Simulationsergebnisse werden anschließend den Ergebnissen aus den Versuchen gegenübergestellt. Neben dem Vergleich mit den Korridoren und Maximalwerten der Versuche, werden auch die Verletzungen, die die Leichen während der Versuche erlitten, mit den entsprechenden Ergebnissen der Simulation verglichen.

5.1.1 Materialparameter des kortikalen Rippenknochens

Im Rahmen des Validierungsprozesses wurde das Rippenmaterial sukzessive angepasst, bis die Simulations-Ergebnisse gut mit den Ergebnissen der Leichenversuche korrelierten. Mit dem validierten Thorax des Mensch-Modells lassen sich die Ergebnisse der Versuche sehr gut rekonstruieren. In den folgenden Abschnitten werden die einzelnen Ergebnisse des Validierungsprozesses diskutiert. Dazu gehören Kinematik und Kontaktkräfte, die die Voraussetzung für die Überprüfung der restlichen Parameter bilden. Außerdem werden die Thorax-Kompression und einige Beschleunigungswerte, die als Grundlage für die Berechnung von Verletzungswahrscheinlichkeiten dienen, diskutiert.

Während des Validierungsprozesses wurde durch sukzessive Anpassung der Materialparameter des kortikalen Rippenknochens ein E-Modul von 9,52 GPa ermittelt. Für die Fließspannung ergibt sich ein Wert von 80 MPa. Diese Werte korrelieren gut mit den in der Lite-

ratur zu findenden Materialparametern für Rippenknochen. Charpail et al. [19] testeten 30 Rippen (Rippe 4 bis 9) von fünf verschiedenen Leichen unter einer dynamischen Last und ermittelten so ein E-Modul von 11,2 GPa. Kemper et al. [41] beschreiben die Schwierigkeit, die Materialparameter von Knochen genau zu bestimmen. So ändern sich die Parameter z.B. mit dem Alter oder auch durch den Einfluss der Plastizität. Außerdem ergeben sich bei statischen Material-Tests andere Parameter als bei dynamischen. Kemper et al. fanden in Leichenversuchen ein E-Modul von 13,9 GPa und eine Fließspannung von 93,9 MPa. Betrachtet man allerdings nur das Kollektiv der PMTO mit einem Alter zwischen 45 und 67 Jahren, so liegt der E-Modul hier bei 14,6 GPa und die Fließspannung bei 101,3 MPa. Bei der Rippe eines 18-Jährigen wurde ein E-Modul von nur 9,8 GPa gemessen. Die Fließspannung lag hier bei 67,2 MPa. Auch bei den verschiedenen FE-Mensch-Modellen unterscheiden sich die Materialparameter der Rippen. So ist z.B. der kortikale Rippenknochen des „MADYMO FE human model“ mit einem E-Modul von 19 GPa und einer Fließspannung von 73 MPa modelliert [84]. Beim „Total Human Body Model“ liegen die Werte bei 10,2 GPa bzw. 65,3 MPa [92]. Die durch die inverse Parametervariation ermittelten Kennzahlen des Rippenmaterials des HUMOS-Modells ähneln den Materialparametern aus der Literatur. Die Parameter des kortikalen Rippenknochens des HUMOS-Modells liegen auch im Bereich der bei den anderen Mensch-Modellen verwendeten Materialkennzahlen. Der Grenzwert für die Rippenfrakturen durch Elementelimination wurde so gewählt, dass sich in der Simulation ein ähnliches Bild wie in den PMTO-Versuchen von Kuppaa et al. [46] ergibt.

5.1.2 Kinematik

Durch die Veränderung der Materialparameter hat sich die Kinematik des Modells nicht geändert. Wie im Ergebnisteil gesehen, stimmt die Gesamtkinematik des HUMOS-Modells sehr gut mit der Kinematik der PMTO aus den Versuchen überein. Bei den PMTO lassen sich leichte Unterschiede, bedingt durch die initiale Positionierung, beobachten. Die Position des linken Armes hat z.B. Einfluss auf die Kinematik der PMTO. Der Arm des HUMOS-Modells wurde so positioniert, dass er in etwa der mittleren Armposition der PMTO entspricht.

5.1.3 Kontaktkräfte

Die simulierten Kontaktkräfte korrelieren sehr gut mit den in den Versuchen gemessenen Werten. Aufgrund der Anatomie liegen die an der Becken- und Thorax-Barriere gemessenen Kräfte meist über den an der Abdomen-Barriere gemessenen Werten. Da der Schultergürtel sowie der Beckenbereich breiter sind als der dazwischen liegende Abdomen, trifft die Barriere zunächst diese beiden Regionen. Meist hat der Abdomenbereich selbst keinen direkten Kontakt zur Abdomen-Barriere, sondern die dort wirkende Kraft wird durch den

Kontakt mit dem Arm hervorgerufen. Dementsprechend sind die an der Abdomenbarriere gemessenen Kontaktkräfte kleiner als die an Becken- und Thoraxbarriere gemessenen Kräfte. Diese Charakteristik der Kontaktkräfte wird mit Hilfe des HUMOS-Modells sehr gut nachgebildet. Da die Knochen im Bereich des Ellbogens des HUMOS-Modells starr modelliert sind, d.h. keine Verformung zulassen, ergibt sich zu Beginn des Kontakts zwischen der Abdomenbarriere und dem Arm des Mensch-Modells eine zu große Kraft. Die Ursache dafür ist darin zu sehen, dass durch die starre Modellierung das Material hier keine Energie aufnehmen kann. Auch bei den PMTO kommt es beim Kontakt von Ellbogen und Abdomen-Barriere zunächst zu einer ersten Spitze in der Kurve. Die anschließende zweite Spitze liegt bei den Versuchen zwischen etwa 1 kN und 4 kN. Die in der Simulation berechnete Kraft liegt mit 3 kN im Intervall der PMTO-Versuche.

Während die an der Thorax-Barriere gemessene Kraft im Vergleich zum Korridor von Maltese et al. [54] etwas zu hoch ist, kann man bei Kuppa et al. [46] PMTO finden, bei denen die Maximalwerte der Becken-Kontaktkraft den Werten der Simulation ähneln. Die Simulationen mit dem HUMOS-Modell liefern hier Ergebnisse, die alle im Rahmen der bei den Versuchen gemessenen Kräfte liegen.

Obwohl die Kontaktkräfte der Becken-Barriere in den Versuchen stark streuen, lässt sich bei den PMTO-Versuchen kein Zusammenhang zwischen der Verteilung der Kontaktkräfte auf die einzelnen Barrieren und den anthropometrischen Daten der PMTO herstellen. Anzunehmen wäre gewesen, dass z.B. eine größere Hüftbreite zu einer relativ höheren Becken-Kraft führen würde. Anscheinend nehmen aber verschiedene äußere Faktoren, wie Sitzposition und Armhaltung ebenso Einfluss auf die Kraftverteilung. Außerdem kann z.B. Fettgewebe Bewegung dämpfen und damit die Kontaktkräfte reduzieren. Auch die Maximalwerte der Beckenkontaktkraft liegen hier sehr gut im Intervall aus den Versuchen.

5.1.4 Thorax

Ein wichtiger Indikator, um auftretende Verletzungen und deren Schwere vorherzusagen, ist die Thorax-Kompression. Vergleicht man die gemessenen Werte für die Thorax-Kompression mit den Simulations-Ergebnissen, so werden hier insgesamt gute Resultate erzielt. Die Simulations-Ergebnisse liegen auf Höhe der achten Rippe im Korridor aus den Leichenversuchen. Auch die auf Höhe des zwölften Brustwirbels gemessenen Maximalwerte liegen im Bereich der Maximalwerte aus den Versuchen. Lediglich auf Höhe der vierten Rippe werden mit dem HUMOS-Modell etwas zu niedrige Kompressionswerte erreicht. Dies kann auf die in dieser Version des HUMOS-Modells noch nicht validierte Schulter zurückgeführt werden. Aber auch auf Höhe der vierten Rippe lässt sich eine sehr gute Korrelation zwischen dem Verlauf der Thorax-Kompression aus Versuchen und Simulation beobachten. Nach Kuppa et al. [46] ist die Thorax-Kompression über den halben Thorax das zuverlässigste Verletzungskriterium. Anhand der Formeln 2.2 und 2.3 (Seite 26) lassen sich aus dem Maximalwert der durchschnittlichen Thorax-Kompression die Wahrschein-

lichkeiten des Auftretens einer AIS 3+ bzw. AIS 4+ Verletzung berechnen. Für die in der Simulation berechnete Thorax-Kompression von 16% würde sich damit für einen 45-Jährigen eine Wahrscheinlichkeit einer AIS 3+ von 19% ergeben. Mit einer Wahrscheinlichkeit von 3% würde eine AIS 4+ Verletzung auftreten. Legt man ein Alter von 80 Jahren für die Berechnung der Verletzungswahrscheinlichkeit zugrunde, so würde die Verletzungsschwere in 46% der Fälle bei AIS 3+, in 11% der Fälle bei AIS 4+ liegen. Anhand des Verletzungsmusters des HUMOS-Modells müsste diesem eine Verletzungsschwere AIS 4 zugeordnet werden. Diese Ergebnisse können gut auf die Leichenversuche übertragen werden. Hier lag die Verletzungsschwere in drei Fällen bei AIS 3, bei drei weiteren bei AIS 4. Bei den anderen vier PMTO lag die Verletzungsschwere bei einem Wert kleiner als AIS 3. Bei Crash-Simulationen mit dem HUMOS-Modell lassen sich also Verletzungen anhand des Kompressions-Kriteriums prognostizieren.

Analysiert man die Ergebnisse des Viscous Criterion VC, so korrelieren hier die Ergebnisse aus der Simulation sehr gut mit den Versuchsergebnissen. Der maximale Wert liegt in den Simulationen bei 1,4 m/s und damit sehr nah beim Median von 1,25 m/s aus den Versuchen.

Vergleicht man Brustumfangskonturen aus Versuchen und Simulation miteinander, so kann man in allen Fällen den Einfluss des linken Armes, der sich zwischen Barriere und Thorax der PMTO bzw. des HUMOS-Modells befindet, beobachten. Dies hat nicht nur Einfluss auf die Kompression des Thorax, sondern auch auf das Frakturverhalten der Rippen. Durch den linken Arm wirkt die Kraft konzentrierter auf den Brustkorb des Modells. Würde die Barriere ohne den dazwischen befindlichen Arm auf den Thorax auftreffen, würde es zum Kontakt zwischen Barriere und Thorax kommen. Die Krafteinleitung würde sich dann besser auf den Thorax verteilen und die Verletzungsgefahr würde gesenkt werden. Der Einfluss des linken Armes ist auch bei Betrachtung der Rippenfrakturen des Mensch-Modells sowie der PMTO deutlich zu erkennen.

Die Anzahl und Position der bei den Leichenversuchen aufgetretenen Rippenfrakturen lassen sich mit dem HUMOS-Modell sehr gut nachbilden. In den meisten Obduktions-Protokollen der PMTO-Versuche werden Rippenserienfrakturen berichtet, bei denen die Rippen meist zweimal frakturiert sind, so dass bei einem Lebenden ein instabiler Thorax vorliegen würde. Die Frakturen liegen etwa auf Höhe der mittleren und hinteren Axillar-Linie. Dabei sind die Frakturen auf Höhe der mittleren Axillar-Linie direkte Frakturen, die auf Höhe der hinteren Axillar-Linie indirekte Frakturen. Die direkten Frakturen entstehen an der Stelle, an der der linke Arm auf den Brustkorb drückt. Die indirekten Frakturen sind Entlastungsfrakturen ausgelöst durch die Kompression des Thorax. Beim HUMOS-Modell kann man sehr gut erkennen, dass die direkten Frakturen durch den Einfluss des Armes auf der Innenseite der Rippen auftreten. Bei den indirekten Frakturen werden dagegen Elemente auf der Außenseite der Rippen gelöscht. Die Elemente in der Simulation werden gelöscht, wenn die Dehnung einen Wert von 15% übersteigt.

Da beim HUMOS-Modell tendenziell eher mehr Rippen gebrochen sind als in den meisten Leichenversuchen, kann man davon ausgehen, dass bei Simulationen mit dem Modell eine

tendenziell zu negative Prognose entsteht. Das heißt aber auch, dass man bei der Auswertung von Crash-Simulationen mit dem HUMOS-Modell auf keinen Fall eine zu niedrige Anzahl von Rippenfrakturen erwarten wird.

Die bei der Simulation berechneten Beschleunigungswerte korrelieren sehr gut mit den Werten aus den PMTO-Versuchen. Sämtliche Werte liegen hier innerhalb der Intervalle aus den Leichenversuchen. Aus den Beschleunigungswerten des zwölften Brustwirbels und der Rippen wird der Thorax-Trauma-Index berechnet. Kuppaa et al. [46] geben an, dass die Beschleunigung des ersten Brustwirbels sowie der TTI sehr gut mit der Verletzungswahrscheinlichkeit für den Thorax korreliert. Da diese Werte in den Simulationen sehr gut mit den Messwerten aus den Versuchen übereinstimmen, können die von Kuppaa et al. entwickelten Formeln zur Berechnung der Verletzungswahrscheinlichkeit auf das HUMOS-Modell übertragen und so zur Vorhersage der Verletzungsschwere benutzt werden.

Im Gegensatz zu schweren Seitenaufprall-Unfällen in der Realität, bei denen Aortenrupturen und andere Organverletzungen häufig sind, treten bei den hier ausgewerteten Leichenversuchen keine weiteren Thorax-Verletzungen auf. Es lassen sich also keine weiteren Vergleiche mit den Simulationsergebnissen ziehen.

5.1.5 Zusammenfassung Validierung

Fasst man die Ergebnisse des Validierungsprozesses zusammen, so scheint es möglich, mit dem Mensch-Modell HUMOS Aussagen über auftretende Thoraxverletzungen, insbesondere Rippenfrakturen, zu treffen. Damit ist das Modell geeignet, die dieser Arbeit zugrundeliegende Fragestellung zu untersuchen. Die Thorax-Kompression, das Viscous Criterion und die ausgewerteten Beschleunigungen können als Verletzungskriterien für die Analyse von Crash-Simulationen mit dem HUMOS-Modell verwendet werden. Rippenfrakturen können darüber hinaus direkt an den Rippen des Modells abgelesen werden. Die Ergebnisse der Simulation mit dem validierten Rippenmaterial lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Die Gesamt-Kinematik des HUMOS-Modells korreliert sehr gut mit der Kinematik der PMTO.
- Die Kontaktkräfte zwischen HUMOS-Modell und Barriere passen gut zu den Ergebnissen aus den PMTO-Versuchen. Sämtliche Maximalwerte liegen im Bereich der gemessenen Werte aus den PMTO-Versuchen.
- Die Thorax-Kompressionen aus der Simulation stimmen gut mit den Messwerten aus den Leichenversuchen überein. Die beste Übereinstimmung findet man auf Höhe der achten Rippe.
- Die Werte für VC aus Simulation und Versuchen stimmen sehr gut überein.

- Die Maximalwerte der Beschleunigungen des ersten und zwölften Brustwirbels sowie des Kreuzbeins korrelieren sehr gut mit den Maximalwerten aus den Versuchen.
- Die Rippenfrakturen des HUMOS-Modells entsprechen den Frakturen der meisten PMTO-Versuche

5.2 Vergleich HUMOS-Modell mit ES-2-Modell

Ausgehend von der Frage, ob eine vorzeitige Belastung des Beckens eines Fahrzeuginsassens die Verletzungswahrscheinlichkeit für den Thorax bei einem Seitenaufprall-Unfall reduzieren kann, werden zwei den Menschen repräsentierende Modelle verglichen. Die Ergebnisse der Simulationen mit zwei unterschiedlichen Aufprallbarrieren werden gegenübergestellt. Dabei wird auf die verschiedenen Verletzungskriterien und die Unterschiede der beiden Barrieren-Konfigurationen eingegangen. Anschließend werden die Unterschiede im Verhalten der beiden Modelle erläutert. So soll auch die Frage beantwortet werden, wie gut bzw. schlecht das Dummy-Modell den Menschen repräsentieren kann und ob sich hier Verbesserungen durch den Einsatz des Finite-Elemente-Mensch-Modells HUMOS ergeben. Wird es also in Zukunft möglich sein, Dummy-Modelle in Crash-Simulationen durch virtuelle Mensch-Modelle zu ersetzen oder zu ergänzen?

5.2.1 Vergleich der beiden Barrierenkonfigurationen

Im Allgemeinen zeigen die Ergebnisse der Simulationen mit dem Mensch-Modell HUMOS und dem Modell des ES-2-Dummys, dass sich eine vorzeitige Belastung des Beckens positiv auf den Thorax auswirkt, ohne dabei die Verletzungswahrscheinlichkeit im Becken entscheidend zu erhöhen. Alle ausgewerteten Verletzungskriterien, bis auf die Beschleunigung des ersten Brustwirbels des HUMOS-Modells, werden durch die Verwendung der gestuften Barriere im Vergleich zu den Simulationen mit der flachen Barrierenkonfiguration reduziert. Die am ersten Brustwirbel des HUMOS-Modells berechnete Beschleunigung steigt durch die vorzeitige Belastung des Beckens allerdings nur minimal an, so dass die daraus berechnete Wahrscheinlichkeit einer AIS 3+ Verletzung für einen 45-Jährigen von 11% auf 18% steigt.

Die durchweg gesunkenen Werte für die Thorax-Kompression und die anderen Verletzungskriterien zeigen, dass durch den Einsatz der gestuften Barrieren-Konfiguration der Thorax der Modelle entlastet wird. Zu dieser Entlastung kommt es, da sich durch den Beckenversatz die Belastung gleichmäßiger über den Körper der Modelle verteilt. Etwa zeitgleich kommen bei der gestuften Barriere der linke Arm und das Becken in Kontakt mit Thorax- und Beckenbarriere. Ohne den Versatz der Beckenbarriere tritt der erste Kontakt nur zwischen der Barriere und dem linken Arm der Modelle auf. Das bedeutet im Fall der flachen

Barriere, dass die gesamte Belastung zunächst - indirekt über den linken Arm - nur auf den Oberkörper einwirkt. Bei der Konfiguration mit der gestuften Barriere dagegen verteilt sich die Belastung von Anfang an gleichmäßig über den Oberkörper und das Becken der Modelle. Durch den gleichzeitigen Kontakt der Barriere mit Arm und Becken des Modells dringt der Arm nicht so stark in den Thorax ein, was zu einer Verringerung der Thoraxeindrückung führt. Beim ES-2-Modell ist der beschriebene Effekt nicht so deutlich, da sich aufgrund der Konstruktion der Schulter des ES-2-Modell beim Kontakt mit der Barriere eine Rotation des linken Stummelarmes vor den Thorax des ES-2-Modell ergibt. Dadurch nimmt der Arm des Dummys eine kleinere Kraft auf als der Arm des HUMOS-Modells. Dies führt dazu, dass die auf das Becken wirkende Kraft beim ES-2-Modell durch den Beckenversatz größer wird. Beim HUMOS-Modell dagegen sinkt die an der Beckenbarriere gemessene Kraft durch die gestufte Barrierenkonfiguration.

Sowohl beim HUMOS-Modell als auch beim ES-2-Modell sinkt die Thorax-Kompression deutlich durch den Einsatz der gestuften Barriere im Vergleich zur flachen Barrierenkonfiguration. Wie oben schon beschrieben, hat der linke Arm einen deutlichen Einfluss auf die Thorax-Kompression. Bei der flachen Barriere drückt die gesamte Kraft der Barriere über den Arm auf den Thorax, so dass dieser sich unter der Last des Arms verformt. Nimmt dagegen auch das Becken durch die gestufte Barrierenkonfiguration einen Teil der Last auf, so wird der Arm nicht mehr so stark in den Brustkorb des HUMOS-Modells gedrückt. Auch beim ES-2-Modell wird eine deutliche Verringerung der Thorax-Kompression durch die gestufte Barrierenkonfiguration erreicht. Da beim ES-2-Modell der Arm, wie oben beschrieben, vor den Thorax des Modells ausweicht, hat er so bei beiden Barrierenkonfigurationen fast keinen Einfluß auf die Thorax-Kompression. Dadurch fällt auch die Reduzierung der Kompression durch die gestufte Barriere geringer aus als beim HUMOS-Modell. Dennoch nimmt auch beim ES-2-Modell die Schulter einen Teil der einwirkenden Kraft auf, so dass es auch hier zu einer Reduzierung der berechneten Thorax-Kompression durch die gestufte Barrierenkonfiguration kommt.

Auch die aus den Thorax-Kompressionen resultierenden Verletzungswahrscheinlichkeiten verbesserten sich durch die gestufte Barriere deutlich. Die Thorax-Kompression ist laut Kuppa et al. [46] zwar das zuverlässigste Verletzungskriterium, doch nach Viano [87] ist auch das Viscous Criterion ein guter Indikator für AIS4+ Verletzungen. Bei den Simulationen mit der gestuften Barriere wird eine Verringerung aller berechneten Werte für das Viscous Criterion erreicht. Außerdem liegen alle Werte unter dem von Viano genannten Grenzwert von 1,47 m/s, ab dem schwere Verletzungen (AIS 4) auftreten. Nach Cavanaugh et al. [14] liegt aber der Grenzwert, ab dem schwere Verletzungen (AIS 4+) auftreten bei 1,0 m/s. Die Werte der ausgewerteten PMTO-Versuche wie auch die der Simulation liegen im Bereich um diesen Grenzwert, so dass hier Rippenfrakturen zu erwarten wären.

Der aus den Simulationsergebnissen berechnete Thorax-Trauma-Index sinkt für beide Modelle durch den Einsatz der gestuften Barrierenkonfiguration. Die berechneten Werte liegen hier alle knapp unter der Grenze von 66 g, mit der nach Kuppa et al. [46] mit einer Wahr-

scheinlichkeit von 25% eine Verletzung vom Grad AIS 3+ auftritt.

Neben den berechneten Verletzungskriterien wird beim HUMOS-Modell auch eine Reduzierung der Dehnungen der Rippen und der Aorta durch den Einfluß der gestuften Barriere erreicht. Zwar verringert sich die Anzahl der Rippenfrakturen nicht, aber die Dehnungswerte der Rippen fünf und sechs werden durch die gestufte Barriere um bis zu 100% reduziert. Im Gegensatz zum Material des kortikalen Rippenknochens ist das Material der Aorta des HUMOS-Modells ohne Element-Elimination modelliert. Daher werden in den Simulationen keine Elemente gelöscht. Aber auch hier können die Dehnungswerte bei den Simulationen mit der gestuften Barriere im Bereich des beginnenden absteigenden Astes der Aorta von knapp 20% auf etwa 17% reduziert werden. Zur Bestimmung von Grenzwerten der Aorta werden an der Wayne-State-University (Detroit, USA) in-situ-Versuche durchgeführt [33]. Die Aorta von PMTO wird dabei mit einem regelmäßigen Muster aus kleinen Metallplättchen versehen. Anhand von Hochgeschwindigkeits-Röntgenaufnahmen kann an der Veränderung dieses Musters abgelesen werden, ab welchen Dehnungswerten Risse der Aorta auftreten. Die Ergebnisse solcher Untersuchungen können dann als Grundlage für die Validierung der Aorta des HUMOS-Modells dienen.

Auch die bei beiden Modellen berechneten Scherkräfte in den Wirbelgelenken C7-Th1 und Th12-L1 sinken durch die gestufte Barrierenkonfiguration. Ono et al. [67] führten Freiwilligenversuche durch, um Verletzungsmechanismen der Wirbelsäule beim Heckaufprall mit niedriger Geschwindigkeit zu untersuchen. Anhand von Röntgenbildern wurde unter Einbeziehung der Masse und des Schwerpunkts des Schädels die an den Wirbelgelenken wirkenden Kräfte und Momente bestimmt. Doch sind in der Literatur keine Vergleichswerte zu Scherkräften an den Wirbelgelenken der Brustwirbelsäule beim lateralen Aufprall mit hoher Geschwindigkeit zu finden. Daher können die in den Simulationen berechneten Werte nur qualitativ betrachtet werden. Beim EuroNCAP werden durch den T12-Modifier Strafpunkte von der Thorax-Punktzahl abgezogen, falls eine Kraft von über 2kN am Th12-Kraftaufnehmer des Dummys gemessen wird. So soll verhindert werden, dass eine Verringerung der Rippen eindrückung erreicht wird, indem die Belastung über das Becken des Dummys eingeleitet wird (siehe auch Abschnitt 2.5.3). Durch die gestufte Barrierenkonfiguration wird aber genau dieses Verhalten simuliert. Obwohl hier also eigentlich ein Anstieg der an Th12 gemessenen Kraft zu erwarten gewesen wäre, sinkt dieser Wert beim ES-2 leicht von etwa 1,25 kN auf 1,15 kN. Auch beim HUMOS-Modell kann eine Verringerung der Th12-Kraft durch die gestufte Barriere beobachtet werden. Außerdem wird durch die gestufte Barriere tatsächlich eine deutliche Verringerung der Thorax-Kompression erreicht. Bei beiden Modellen wird also durch den Beckenversatz eine Verringerung der Scherkräfte an Th12 erreicht. Auch hier kann vom Einfluß der linken Schulter auf die Höhe der am Wirbelgelenk wirkenden Kräfte ausgegangen werden. Da Schulter und Becken durch den Versatz der Beckenbarriere von 7 cm etwa zeitgleich von der Barriere getroffen werden, sinken hier die Scherkräfte an den Wirbelgelenken. Bei der flachen Barriere dagegen wird zunächst nur - über den Kontakt mit der Schulter - der Thorax der Modelle beschleunigt, so dass es hier zu einer einseitigen Belastung des Thorax kommt. Damit liegen auch die

Scherkräfte an Th12 bei der flachen Barrierenkonfiguration über den bei der Simulation mit der gestuften Barriere berechneten Werten.

Bei allen Bemühungen zur Prävention von Thoraxverletzungen darf nicht vergessen werden, dass auch das Becken durch den Seitenaufprall gefährdet ist [72]. Analysiert man die am Becken auftretenden Dehnungen, fällt zunächst auf, dass es beim Einsatz der gestuften Barriere zu einer leichten Vergrößerung der Dehnungen im Bereich der linken Hüftpfanne sowie in der Mitte des Darmbeins kommt. Auch das Becken des HUMOS-Modells ist, wie das Modell der Aorta, ohne Versagen modelliert. Man kann aber davon ausgehen, dass aufgrund der im Folgenden beschriebenen Verletzungskriterien die Belastungen zu gering sind, um schwere Beckenfrakturen zu verursachen.

In der europäischen Richtlinie für die Typ-Zulassung neuer Fahrzeuge ECE R95 sowie beim EuroNCAP wird für den ES-2-Dummy eine Belastungsgrenze von 6 kN an der Symphyse gefordert. In der Literatur sind keine Daten über die auf die Symphyse wirkende Kraft zu finden. Die für den ES-2 Dummy geforderten 6 kN können somit nicht auf die menschliche Symphyse übertragen werden. Die Grenzwerte für den Dummy wurden anhand von Leichenversuchen entwickelt [89]. Es wurde die Kontaktkraft zwischen dem Becken von PMTO und einem Pendel gemessen. So ermittelte man ab welcher - von außen einwirkenden Kraft - Beckenfrakturen auftraten. Mit dieser Kraft belastete man anschließend das Becken des Dummys und maß die an der Symphyse des Dummys wirkende Kraft.

Die in der Simulation berechneten Kräfte an der Symphyse des ES-2-Modells sind mit 3,6 kN bei der flachen Barriere und 3,3 kN bei der gestuften Barriere viel kleiner als der ermittelte Grenzwert von 6 kN. So kann man aus der berechneten Symphysenkraft keine große Verletzungsgefahr ableiten. Die Werte des ES-2 Modells sind mehr als hundertmal so groß wie die des HUMOS-Modells. Diese liegen im Bereich von 0,05 kN. Es tritt eine leichte Vergrößerung der Werte durch die gestufte Barriere auf, doch aufgrund fehlender Vergleichswerte aus Leichenversuchen kann hier nur abgeschätzt werden, dass die berechneten Kräfte zu klein sind, um ernsthafte Verletzungen zu erzeugen.

Eine bessere Abschätzung der Verletzungswahrscheinlichkeit kann anhand der auf das Becken von außen einwirkenden Kraft vorgenommen werden. Die zwischen Becken und Becken-Barriere wirkende Kraft verändert sich beim HUMOS-Modell praktisch nicht durch den Einsatz der gestuften Barriere. Sie steigt nur minimal (3%) an und beträgt bei beiden Barrieren-Konfigurationen etwa 12 kN. Im Gegensatz zum Mensch-Modell verschlechtern sich die Werte des Dummy-Modells durch den Einfluß der gestuften Barriere von 11,5 kN auf etwa 14 kN. Wie weiter oben beschrieben, kann dies auf das „Wegklappen“ des Stummelarmes des ES-2-Modells zurückgeführt werden. Während sich beim Mensch-Modell die Kraft gleichmäßig auf den Kontakt der Thorax-Barriere mit dem Oberarm und den Kontakt der Becken-Barriere mit dem Becken verteilt, wirkt die Kraft beim ES-2-Modell stärker auf das Becken, da der Arm einen zu geringen Widerstand bietet. Dafür sprechen auch die Maximalkräfte, die an der Thorax-Barriere berechnet werden. Diese liegen in den Simulationen mit dem ES-2-Modell mit 4 kN und 2,5 kN viel niedriger als die entsprechenden

Werte der Simulationen mit dem HUMOS-Modell. Hier liegen bei gestufter und flacher Barriere etwa 6 kN an. Für die Belastungsgrenzen des Beckens findet man in der Literatur Werte zwischen 10 kN [17] und 11,2 kN [87] ab denen erste Beckenfrakturen auftreten. Allerdings liegen diesen Werten Versuche zugrunde, bei denen das Becken mit einem Stoßkörper von kleinerer Querschnittsfläche belastet wurde. Dies bestätigen auch die Ergebnisse der Leichenversuche des Medical College of Wisconsin. Bei 42 Leichenversuchen mit 6.7 m/s und 9 m/s Aufprallgeschwindigkeit wurden nur bei drei PMTO Beckenfrakturen festgestellt (vgl. Kuppaa et al. [46]). Diese traten alle bei den Versuchen mit hoher Geschwindigkeit auf, so dass man daraus schließen kann, dass die Gefahr, eine Beckenfraktur zu erleiden, bei 5 m/s sehr gering ist.

Im US-amerikanischen Standard für Seitenaufprall-Tests - FMVSS 214 - wird die Beckenbeschleunigung als Verletzungskriterium verwendet. Der am Kreuzbein des HUMOS-Modells, bzw. an der entsprechenden Stelle des ES-2-Modell, berechnete maximale Beschleunigungswert sinkt für beide Modelle durch den Einsatz der gestuften Barriere im Vergleich zur flachen Barriere. Beim HUMOS halbiert sich der Wert sogar von 60 g auf 30 g. Aber auch beim ES-2-Modell sinkt der Wert von 71 g auf 65 g. Damit lagen in allen Simulationen die Werte weit unter den in FMVSS 214 geforderten 140 g.

Insgesamt lässt sich schlussfolgern, dass die Gefahr einer Beckenfraktur bei den hier vorliegenden Belastungen sehr gering ist. Außerdem steigen die Dehnungswerte des Beckenknochens durch die gestufte Barriere nur geringfügig an, so dass hier davon auszugehen ist, dass auch mit der gestuften Barrierenkonfiguration keine schweren Beckenfrakturen auftreten.

Die Ergebnisse mit dem Mensch-Modell zeigen also, dass durch die vorzeitige Belastung des Beckens beim Seitenaufprall eine Reduzierung der Verletzungswahrscheinlichkeit des Thorax erreicht wird, ohne dabei schwere negative Auswirkungen auf das Becken des Insassen hervorzurufen.

5.2.2 Unterschiede zwischen HUMOS-Modell und ES-2-Modell

Wie im vorangegangenen Abschnitt bereits gesehen, kommt es an einigen Stellen zu Unterschieden zwischen dem Modell des ES-2 Dummys und dem HUMOS-Modell. So wird z.B. der Einfluss der vorzeitigen Belastung des Beckens für die Thorax-Kompression beim Mensch-Modell deutlicher als beim Dummy-Modell.

Bei der Auswertung der Wirbelsäulen-Kinematik der beiden Modelle fällt auf, dass die Wirbelsäule des HUMOS-Modells beweglicher ist als die des ES-2-Modells. Beim HUMOS-Modell verläuft die Krümmung, die durch den Kontakt mit der gestuften Barriere verursacht wird, gleichmäßig über die ganze Wirbelsäule. Beim ES-2-Modell dagegen knickt die Wirbelsäule auf den Höhen von Th1 und Th12. Auch in der Realität ist die Wir-

belsäule des ES-2 Dummys wesentlich steifer als die des Menschen. Die Wirbelsäule des HUMOS-Modells hat, wie die menschliche Wirbelsäule, 33 Wirbel, die gelenkig miteinander verbunden sind. Der ES-2 und sein Modell dagegen besitzen eine Thorax-Wirbelsäule mit nur zwei Gelenken. Zwischen diesen beiden Gelenken liegt die steife Thorax-Wirbelsäulen-Box, an der auch das Schultergelenk angebracht ist [77]. Dies hat zur Folge, dass sich die Thorax-Wirbelsäule des Dummys zwischen diesen beiden Gelenken nicht verbiegen kann und so die gesamte Flexion durch die beiden vorhandenen Gelenke getragen werden muss.

Auch beim Vergleich mit Leichenversuchen wurde festgestellt, dass die Wirbelsäule des ES-2-Dummys zu steif ist. Compigne et al. [20] verglichen in einer Studie das Verhalten der Wirbelsäule von PMTO mit zwei verschiedenen Seiten-Aufprall-Dummys, dem WorldSID und dem ES-2. Dazu führten sie laterale Pendel-Versuche durch und belasteten damit Becken oder Thorax mit verschiedenen Geschwindigkeiten. Mit Hilfe eines Bewegungsanalyse-Systems wie auch in Muggenthaler [64] beschrieben, wurde die Kinematik der Wirbelsäule aufgezeichnet. Die Studie zeigt, dass die Wirbelsäule des WorldSID Dummys die Beweglichkeit der menschlichen viel besser nachbildet als die Wirbelsäule des ES-2-Dummys. Beim Becken-Anstoß ist die Bewegung der Wirbelsäule des ES-2 im Thorax stark an die Bewegung des Beckens gekoppelt. Dagegen scheint bei den PMTO und dem WorldSID die Bewegung im Bereich Th1 nicht abhängig von der Bewegung im Becken zu sein. Da bei den Simulationen dieser Arbeit Becken bzw. Thorax nicht isoliert belastet wurden, kann man hier keine Vergleiche zu den eben genannten Beobachtungen ziehen. Fasst man die Erkenntnisse zur Wirbeläulenkinematik von Mensch-Modell und Dummy-Modell zusammen, so scheint die Wirbelsäule des ES-2 im Vergleich zur menschlichen Wirbelsäule nicht ausreichend beweglich zu sein. Auch Merten et al. [59] stellten beim Vergleich des FE-Mensch-Modells H-Model (ESI Group) und des Dummy-Modells (ES-2) fest, dass die Wirbelsäule des ES-2-Modells im Vergleich zur menschlichen zu steif ist.

Unterschiede in der Kinematik zwischen Dummy und Mensch stellten auch Muggenthaler et al. [62] fest. Bei Fahrversuchen mit Freiwilligen und Dummys (HYBRID-III) auf einer Sinus-Strecke mit einer Geschwindigkeit von 80 km/h wurde festgestellt, dass die Bewegung des Dummy-Kopfes invers zur Bewegung des Freiwilligen ist. Bei 60 km/h bewegten sich Dummy und Freiwilliger dagegen ähnlich. Anhand von EMG-Messungen wurde festgestellt, dass die Muskelaktivität einen signifikanten Einfluss auf die Kinematik des Freiwilligen hatte. Auch in Folge eines Anstoßes hat die Muskelaktivität des Menschen Einfluss auf die Kinematik des Körpers. Innerhalb des HUMOS2 Projekts wurden von Muggenthaler et al. [64] Untersuchungen zum Einfluss der Muskelaktivität auf die Kinematik anhand von Freiwilligen-Versuchen durchgeführt. Die Versuche dienten als Validierungsgrundlage für die Kinematik des HUMOS-Modells. Die Bewegungsamplituden der Freiwilligen waren bei den zugrunde liegenden Pendel-Versuchen allerdings größer, als die in der anschließenden Simulation mit dem passiven HUMOS-Modell. Aus den genannten Überlegungen lässt sich folgern, dass die Wirbelsäule des HUMOS-Modells zwar nicht so beweglich ist wie die eines Menschen, aber dennoch deutlich beweglicher als die von Dummys bzw. deren Modellen.

Beim Vergleich der Thorax-Kompression des Mensch-Modells und des Dummy-Modells müssen die unterschiedlichen Messmethoden berücksichtigt werden. Beim ES-2-Modell entspricht die Thoraxeindrückung gemessen über die halbe Thoraxbreite der Eindrückung über die gesamte Thoraxbreite. Beim Mensch-Modell dagegen ist die Eindrückung des halben Thorax kleiner verglichen mit der Thoraxeindrückung gemessen über den gesamten Thorax. Durch die Belastung auf der linken Seite des Modells wird der Brustkorb aufgrund der Elastizität auf dieser Seite so verformt, dass sich der Abstand zwischen dem Sternum und der Wirbelsäule vergrößert. Dies zieht eine Verformung der Rippen auf der rechten Seite nach sich. Diese Verformung ähnelt der Verformung der Rippen auf der Belastungsseite. Die Thorax-Deflexion auf der Belastungsseite wird aber durch den Einfluss des linken Arms verstärkt. Wie bereits beschrieben, hat der linke Arm des Dummy-Modells dabei keinen so großen Einfluss, da er durch den Kontakt mit der Barriere vor den Thorax gedrückt wird. Die Werte für die halbe durchschnittliche Thorax-Kompression des Mensch-Modells liegen daher über den Werten des Dummy-Modells. Auch Kuppa et al. [46] entwickelte aufgrund der Unterschiede von Mensch und Dummy verschiedene Formeln zur Berechnung der Verletzungswahrscheinlichkeiten aus der Thorax-Kompression. Anhand der Simulationsergebnisse des ES-2- und des HUMOS-Modells kann man mit Hilfe der Formeln 2.2 und 2.3 (S. 26) die verschiedenen Verletzungswahrscheinlichkeiten berechnen. Wie im Ergebnisteil gesehen, sinkt die Wahrscheinlichkeit eine AIS 3+ Verletzung zu erleiden beim HUMOS-Modell durch den Einsatz der gestuften Barriere für einen 45-Jährigen von 85% auf 19%. Die Verletzungswahrscheinlichkeit ist also bei flacher Barrierenkonfiguration fast fünfmal so hoch wie bei gestufter. Beim ES-2-Modell verringert sich die Verletzungswahrscheinlichkeit auch, ist aber bei der flachen Barriere mit 31% niedriger als der entsprechende Wert des HUMOS-Modells; bei gestufter Barriere dagegen mit 25% höher als der entsprechende Wert des HUMOS-Modells. Beim Mensch-Modell verbessert sich der Wert durch die vorzeitige Belastung also um 77%, beim Dummy-Modell dagegen nur um 19%. Diese Unterschiede sind ebenfalls auf den fehlenden Einfluss des linken Arms des Dummy-Modells zurückzuführen.

Schon in früheren Veröffentlichungen, z.B. von Cesari et al. [18] oder Cavanaugh et al. [14], wurde auf den Einfluss des Armes beim Seitenaufprall hingewiesen. Während bei einer stumpfen Gewalteinwirkung mit kleinerer Fläche der Arm einen positiven Einfluss auf das Frakturverhalten hat, da er die einwirkende Kraft verteilt [18], wirkt sich der Einfluss des Arms bei großflächigen Belastungen, wie sie in diesem Fall vorliegen, negativ aus [80]. Befindet sich der Arm zwischen Thorax und Belastungskörper, so liegen nach Cavanaugh et al. [14] bereits ab einer Kompression von 31% in einem Viertel der Fälle AIS 4 Verletzungen vor. Stalnaker et al. [81] und Tarriere et al. [82] geben dagegen für die Kompression des halben Thorax einen Wert von 35% an, ab dem eine Verletzung vom Schweregrad AIS 3 auftritt.

Die Kontaktkräfte des HUMOS-Modells sind gleichmäßiger über die einzelnen Barrierenabschnitte verteilt, als die des ES-2-Modells. Zwar sind jeweils die an der Beckenbarriere berechneten Kontaktkräfte größer als die an Abdomen- und Thoraxbarriere, doch tritt

beim ES-2-Modell der Unterschied noch deutlicher auf. Auch dieses Ergebnis kann auf den geringeren Einfluss des linken Arms des ES-2-Modells zurückgeführt werden.

Durch die beweglichere Wirbelsäule des HUMOS-Modells werden bei diesem höhere Beschleunigungen für die Brustwirbel Th1 und Th12 berechnet. Während das Modell des ES-2 eine gleichmäßigere Bewegung aufgrund der steiferen Wirbelsäule ausführt, besitzt die Wirbelsäule des HUMOS-Modells deutlich mehr Bewegungsfreiheitsgrade, was zu den erhöhten Beschleunigungen führt. Im Becken dagegen ist die Beschleunigung des ES-2-Modells größer als die des HUMOS-Modells, da sich hier die Belastung der Kontaktbarriere stärker auf das Becken konzentriert.

Die berechnete Symphysenkraft ist beim Humos-Modell signifikant kleiner als beim ES-2-Modell. Die Werte des HUMOS-Modells liegen unter 0,1 kN, die des ES-Dummys dagegen bei 3,5 kN. Da diese Kraft, wie bereits in Abschnitt 5.2.1 erwähnt, beim Menschen nicht gemessen werden kann, fehlen hier Vergleichswerte aus der Literatur.

Die an den Wirbelgelenken ermittelten Scherkräfte des HUMOS-Modells sind nur halb so groß wie die des ES-2-Modells. Die deutlich kleineren Scherkräfte beim Mensch-Modell lassen sich damit erklären, dass sich die von außen eingeleitete laterale Last auf die einzelnen Rippenwirbelgelenke verteilt. Die Scherkräfte zwischen den einzelnen Wirbelkörpern sind daher klein im Vergleich zu den Scherkräften des Dummy-Modells, bei dem die Last nur an einigen wenigen Punkten eingeleitet wird. Zudem ist die Thoraxwirbelsäule des Dummys komplett steif und besitzt dadurch weniger Bewegungsfreiheitsgrade.

Neben der Berechnung von Verletzungskriterien können bei einem Mensch-Modell auf Basis der Finiten-Elemente-Methode Verletzungen direkt am Modell abgelesen werden. Ähnlich einer Obduktion hat man die Möglichkeit, Organe und Skelett auf Verletzungen zu untersuchen. So können mit dem Mensch-Modell HUMOS Rippenfrakturen dargestellt und bewertet werden. Außerdem wurde gezeigt, dass anhand von Dehnungen am Gewebe Aussagen über Organe mit besonders hoher Belastung gemacht werden können, wie z.B. an der Aorta. Sowohl an der Aorta als auch bei der Betrachtung der einzelnen Rippen konnte eine Reduzierung der Belastung durch die gestufte Barrierenkonfiguration erreicht werden. Neben dem direkten Ablesen von Verletzungen, können auch Verletzungsmechanismen mit Hilfe des Mensch-Modells nachvollzogen werden. Beim Auswerten der Simulationen kann man beobachten, dass die direkten Frakturen an der Innenseite der Rippen dadurch entstehen, dass der Arm durch die Barriere von außen gegen die Thoraxwand drückt. Die indirekten Frakturen auf der Außenseite der Rippen dagegen entstehen durch hohe Zugspannung, die durch die Kompression des Thorax hervorgerufen wird.

5.2.3 Zusammenfassung

Durch den Einsatz der gestuften Barriere können für beide Modelle die Thorax-Kompression sowie weitere Verletzungskriterien reduziert werden. Die Verletzungswahrscheinlichkeit sinkt dabei beim HUMOS-Modell deutlicher als beim ES-2 Modell. Beim ES-2-Modell wird im Vergleich zum HUMOS-Modell eine zu geringe Verletzungswahrscheinlichkeit bei den Simulationen mit der flachen Barriere ermittelt. Bei der Auswertung der Simulationen mit dem HUMOS-Modell stellt man zusätzlich noch eine Verringerung der Belastung der Aorta durch die gestufte Barriere fest. Ein weiterer wesentlicher Unterschied ist die zu steife Wirbelsäule des Dummy-Modells im Vergleich zum HUMOS-Modell, so dass hier das Mensch-Modell eine deutlich höhere Biofidelity besitzt.

5.3 Schlussfolgerung

Die vorliegenden Ergebnisse haben gezeigt, dass eine vorzeitige Belastung des Beckens beim Seitenaufprall eine positive Auswirkung auf die Verletzungsgefahr des Thorax haben kann, ohne sich dabei negativ auf das Becken auszuwirken. Daher sollte bei der Auslegung neuer Fahrzeuge über eine entsprechende Innenverkleidung der Tür nachgedacht werden.

Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass aufgrund der Anatomie des Menschen ein solcher Beckenversatz keineswegs eine Vergrößerung der an Th12 wirkenden Scherkräfte zu Folge hat, wie dies bei den Bewertungskriterien des EuroNCAP durch den T12-Modifier bewertet wird. Im Gegensatz dazu konnten diese Werte sogar bei beiden Modellen gesenkt werden. Anzunehmen ist, dass ein noch größerer Beckenversatz zu einer Steigerung der Th12-Kraft und somit auch zu einer erhöhten Belastung des Beckens führen würde.

Weiter wurde der Einfluss des Arms auf die Thoraxeindrückung deutlich. In den vorliegenden Simulationen wurde eine Armposition gewählt, die der Haltung eines Fahrzeuglenkers entspricht. In weiteren Simulationen sollte die Armposition variiert werden, um zu überprüfen, ob der positive Einfluss der gestuften Barriere auch bei einer niedrigeren Armposition, wie sie z.B. ein Beifahrer haben könnte, wirksam wird. Anzunehmen ist, dass sich der Einfluss der Armposition vergrößert, je weiter unten der Arm positioniert wird, da er dann nicht die Möglichkeit hat, vor den Thorax auszuweichen. Dadurch wäre dann auch der Einfluss der gestuften Barriere auf die Thorax-Kompression bei einer niedrigen Armposition deutlicher.

Fast alle hier ermittelten Verletzungskriterien liegen unter den durch Leichenversuche ermittelten kritischen Grenzwerten. Die den Simulationen zugrunde gelegte Geschwindigkeit von 5 m/s ist also als gering anzusehen. Diese Geschwindigkeit wurde anhand einer Simulation eines EuroNCAP Seitenaufpralls mit 50 km/h bestimmt, indem die Relativgeschwindigkeit des Dummys zur Tür ermittelt wurde. Da aber, z.B. auf Landstraßen, Unfälle mit

höherer Geschwindigkeit auftreten, sollten zusätzliche Crashtests mit höherer Aufprallgeschwindigkeit in die Zulassungsvoraussetzung neuer Fahrzeuge aufgenommen werden.

Das Verhalten des Schultergelenks des ES-2-Modells spiegelt die Realität nur sehr beschränkt wieder. Eine Überprüfung der Schulter des Hardware-Dummys ist deshalb unbedingt notwendig. Aufgrund des beschriebenen Fehlverhaltens des Schultergelenks ist mit einer zu geringen Thorax-Kompression zu rechnen. Mit einer validen Schulter des Dummy-Modells wäre der Einfluss der gestuften Barrieren auch beim Dummy-Modell deutlicher, als in den vorliegenden Simulationen.

In den vorangegangenen Abschnitten wurde deutlich, dass validierte numerische Menschmodelle auf Basis der Finiten-Elemente-Methode das Potential haben, die Lücke, die durch die mangelnde Biofidelity der Dummys entsteht, zu schließen. So sollte es in Zukunft möglich sein, Crashtests mit Dummys durch Crash-Simulation mit FE-Menschmodellen zu ergänzen und so weitere, detailliertere Aussagen über das Auftreten von Verletzungen zu treffen. Der Thorax des HUMOS-Modells wurde in dieser Arbeit exakt für die vorliegende Belastung validiert. Damit das Modell universell in allen möglichen Crash-Simulationen eingesetzt werden kann, sind noch zahlreiche Materialtests und Validierungen notwendig.

Weiterhin ist es unabdingbar neben dem Testen neuer Fahrzeuge Erkenntnisse aus realen Unfällen zu gewinnen und diese bei der Neuentwicklung und Verbesserung bestehender Sicherheitssysteme zu berücksichtigen. Auch anhand der Obduktion von Unfallopfern können Rückschlüsse auf die Verletzungsmechanismen (vgl. Graw et al. [30, 31]) gezogen und wertvolle Informationen gewonnen werden, die neben Simulationen mit numerischen Mensch-Modellen dazu beitragen können, die Verkehrssicherheit von Fahrzeugen zu verbessern. Außerdem können die so gewonnenen Erkenntnisse als Grundlage für die weitere Validierung der Mensch-Modelle dienen.

Kapitel 6

Ausblick

Da numerische FE-Mensch-Modelle, wie in der vorliegenden Arbeit gezeigt wird, dazu beitragen können, durch neue Erkenntnisse über Verletzungsmechanismen die Fahrzeugsicherheit weiter zu erhöhen, sollten sie in Zukunft bei der Auslegung neuer Fahrzeuge verstärkt zum Einsatz kommen. In den folgenden Abschnitten wird ein dem Modell HUMOS ähnliches FE-Mensch-Modell im Rahmen einer Crash-Insassen-Simulation gezeigt. Zum Einsatz kam in diesem Fall das Finite-Elemente-Mensch-Modell H-Model, das kommerzielle Modell der ESI Group. Anschließend wird gezeigt, dass numerische Mensch-Modelle auch geeignet sind, um Unfälle zu rekonstruieren. Eine weitere Einsatz-Möglichkeit numerischer Mensch-Modelle liegt in der Entwicklung von Test-Normen. Peldschus et al. [69] entwickelten z.B. anhand von Simulationen mit dem HUMOS-Modell die technische Grundlage für eine Test-Norm für den Aufprall von Motorradfahrern an Leitplanken.

6.1 Crash-Simulation

In einer Publikation des Instituts für Rechtsmedizin München [80] in Zusammenarbeit mit der BMW AG wird das FE-Menschmodell H-Model mit dem Modell des ES-2 Dummys verglichen. Wie das HUMOS-Modell ist das H-Model ein sehr detailliertes FE-Modell eines 50% Mannes. Es besteht aus knapp 95000 Knoten und über 1000 unterschiedlichen Material-Beschreibungen. Das Modell ist ein kommerzielles Mensch-Modell der Firma ESI, die auch als Softwarehersteller Kooperationspartner beider HUMOS-Projekte war. Der Thorax des H-Models wurde gegen Ergebnisse aus Leichenversuchen u.a. von Kroell et al. [44, 45] validiert [25].

Schönpflug et al. [80] verglichen das H-Model und das Dummy-Modell in Simulationen des EuroNCAP Seitenaufpralls. Die Aufprallgeschwindigkeit beträgt bei dieser Crash-Konfiguration 50 km/h. Eine deformierbare Barriere rammt die Seite des zu testenden

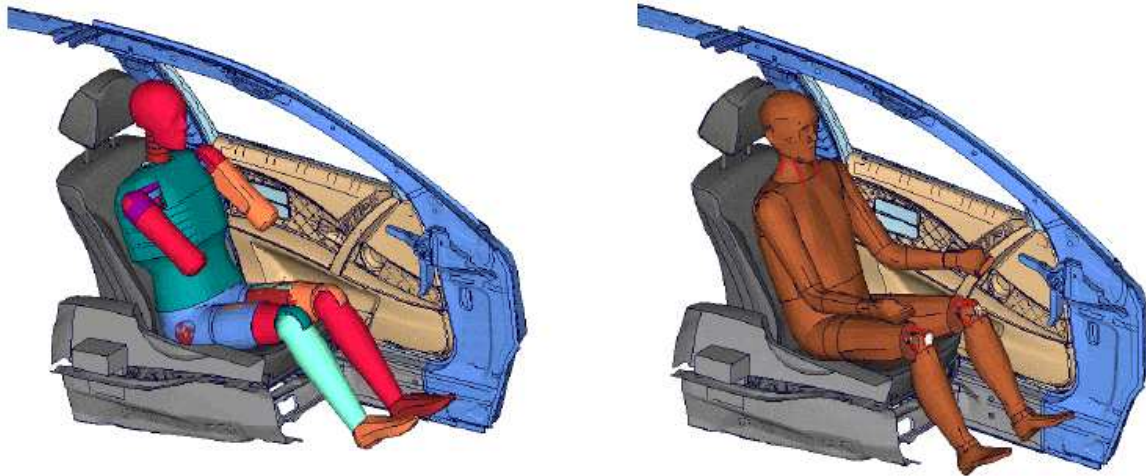


Abbildung 6.1: ES-2-Modell und H-Model in dem Modell eines KFZ (aus [80])

Fahrzeugs. Um den Crashtest zu simulieren, wurden das Modell des EuroSID Dummys und das Mensch-Modell H-Modell in ein Teil-Modell eines BMW Fahrzeugs eingesetzt. Abbildung 6.1 zeigt die initiale Position der beiden Modelle im Fahrzeug. Zum Vergleich der Modelle wurden auch hier verschiedene Verletzungskriterien wie die Deflexion des Thorax und bestimmte Beschleunigungen berechnet. Insgesamt wurden drei Simulationen durchgeführt, bei denen das Insassen-Modell und die Airbag-Konfiguration variiert wurden. Die Thoraxdeflexion des H-Modells lag in den Simulationen unter der des Dummy-Modells im Bereich der oberen beiden Rippen. Im Bereich der unteren Rippe des Dummy-Modells sind die Deflexionen von H-Modell und Dummy-Modell sehr ähnlich. Vergleicht man die Thoraxdeflexion des Mensch-Modells bei der Verwendung des Airbags mit den Ergebnissen der Simulation ohne Airbag, so wird im oberen Thoraxbereich eine Verringerung der Eindrückung durch den Airbag erreicht. Im unteren Bereich konnte keine signifikante Verbesserung durch den Airbag erzielt werden. Schönplflug et al. [80] beschreiben die komplexeren Zusammenhänge im menschlichen Thorax verglichen mit dem Thorax des Dummys. Um wahrheitsgemäße Aussagen zwischen den mit dem H-Modell simulierten Werten und den wirklich auftretenden Verletzungen zu machen, muss der Thorax des H-Modells noch besser validiert werden. Die Studie zeigt aber, dass es möglich ist, numerische Mensch-Modelle in derart komplexen Simulationen wie dem lateralen Crashtest einzusetzen. Weiter schreiben die Autoren, dass es einerseits viele vergleichbare Antworten des Dummy- und des Mensch-Modells gibt, dass sich aber andererseits mit dem Mensch-Modell viel genauere Aussagen über die auftretenden Verletzungsmechanismen treffen lassen.

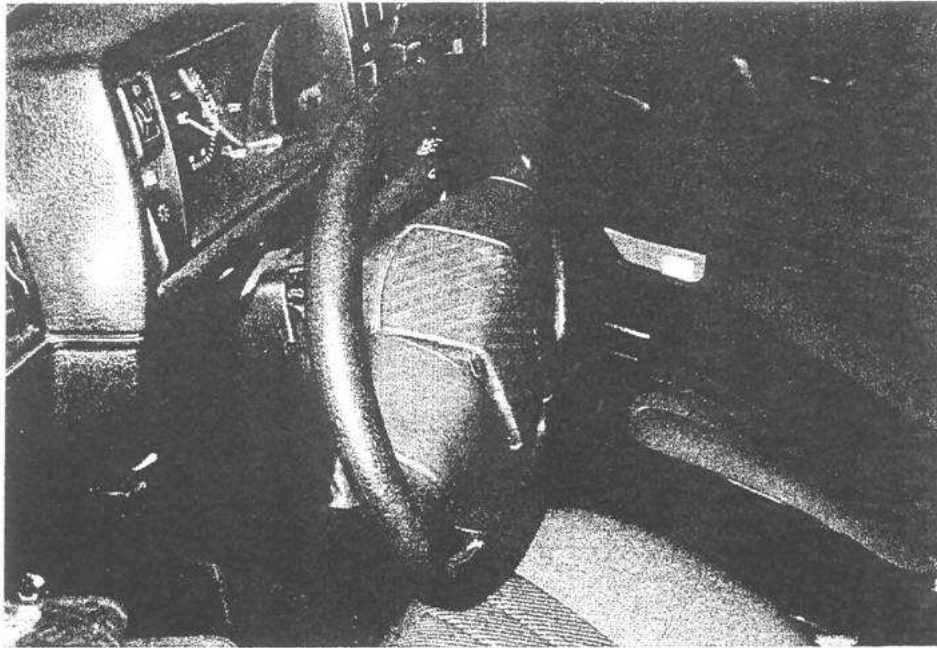


Abbildung 6.2: Deformierter Lenkrad-Kranz des Unfall-Fahrzeugs

6.2 Unfallrekonstruktion

Eine weitere zukünftige Einsatzmöglichkeit numerischer Mensch-Modelle auf Basis der FEM kann in der Rekonstruktion von Unfällen liegen. Vorstellbar wäre z.B. der Einsatz in rechtsmedizinischen Fragestellungen bei Verkehrsunfällen. Peldschus und Schuller [68] rekonstruierten einen Motorradunfall mit dem Mensch-Modell HUMOS. Es handelt sich um einen Unfall, bei dem der Fahrer eines Motorrads nach der Kollision mit einem PKW die Kontrolle über sein Fahrzeug verliert. Als Folge dessen rutscht er, vom Motorrad getrennt, in eine Leitplanke. Peldschus und Schuller konnten, indem sie den Unfall in verschiedenen Konfigurationen mit dem HUMOS-Modell simulierten, die wahrscheinlichste Aufprallrichtung rekonstruieren.

Anhand eines weiteren realen Verkehrsunfalls zeigt von Merten [57], dass es möglich ist, auch einen PKW-Unfall mit dem Mensch-Modell HUMOS zu rekonstruieren. Bei dem rekonstruierten Unfall handelt es sich um einen Frontalaufprall eines Kleinwagens gegen eine Mauer. Die 75-jährige Fahrerin war nicht angegurtet und verstarb bei dem Unfall in Folge einer Aortenruptur. Außerdem erlitt sie eine bilaterale Rippenserienfraktur sowie eine zweifache Fraktur des Sternums. Das Unfall-Fahrzeug war nicht mit einem Airbag ausgestattet. Laut technischem Gutachten betrug die Aufprallgeschwindigkeit etwa 10m/s. Der Unfall ist Bestandteil der Unfall-Datenbank, die im Rahmen der Dissertation von Malota [53] am Institut für Rechtsmedizin entstanden ist. Abbildung 6.2 zeigt die Fahrgastzelle nach dem Unfall. Durch den Anprall des Opfers deformierte der Lenkradkranz.

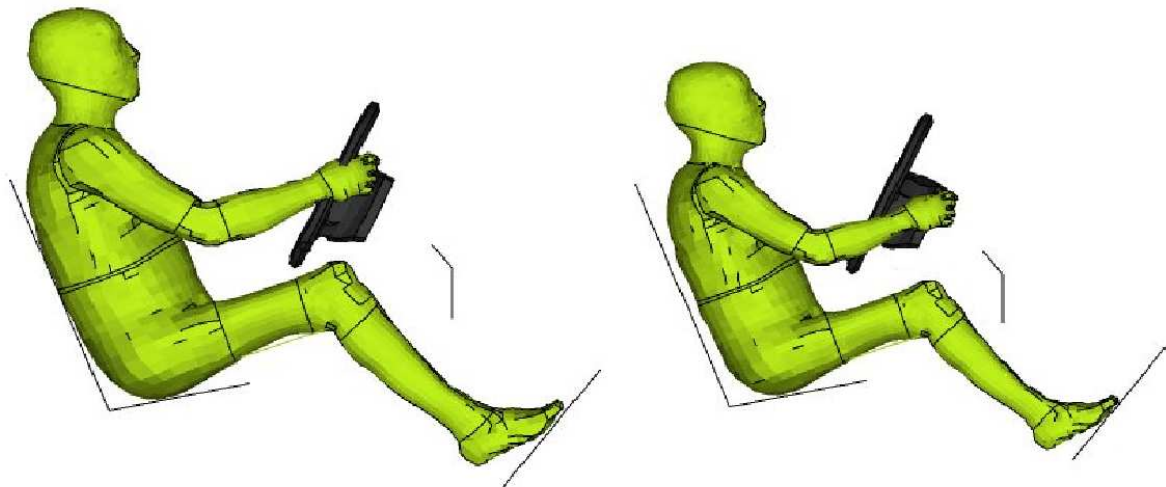


Abbildung 6.3: Positionierung HUMOS im Modell der Fahrgastzelle

6.2.1 Methode

Um den beschriebenen Unfall zu rekonstruieren, wurde das HUMOS-Modell in ein vereinfachtes FE-Modell der Fahrgastzelle des Kleinwagens positioniert (Abb. 6.3). Das Unfallopfer war 161 cm groß und lag damit zwischen dem 5%-HUMOS-Modell (156 cm) und dem 50%-HUMOS-Modell (178 cm). Auch das Gewicht des Opfers von 57 kg lag zwischen dem Gewicht der beiden Modelle (47 kg und 77 kg). Daher wird der Unfall mit beiden Modellen rekonstruiert. Die Simulationen werden mit der im technischen Gutachten angegebenen Geschwindigkeit von 10 m/s und einer langsameren Geschwindigkeit von 8 m/s durchgeführt.

6.2.2 Ergebnisse

Bei der Simulation mit 10 m/s und dem 5%-Modell ergeben sich bilaterale Frakturen der Rippen drei mit acht in der vorderen Axillarlinie. Bei der reduzierten Geschwindigkeit (8 m/s) beobachtet man bilaterale Frakturen an den Rippen zwei, drei und sieben. Beim 50%-Modell und 10 m/s treten Frakturen der Rippen drei bis fünf auf, wobei die vierte Rippe zweimal frakturiert ist.

Schneidet man das Modell in der mittleren Sagittalebene, kann man den Verletzungsmechanismus, der zum Riss der Aorta führt, nachvollziehen (Abbildung 6.4). Durch das eindringende Lenkrad werden die Organe des Abdomens in Richtung Thorax gedrückt. Es kommt so zu einer Aufwärtsbewegung des Herzens, was zu einer Spannungserhöhung an der Aorta führt (Abbildung 6.5). Die hier auftretende Dehnung liegt bei bis zu 30% im

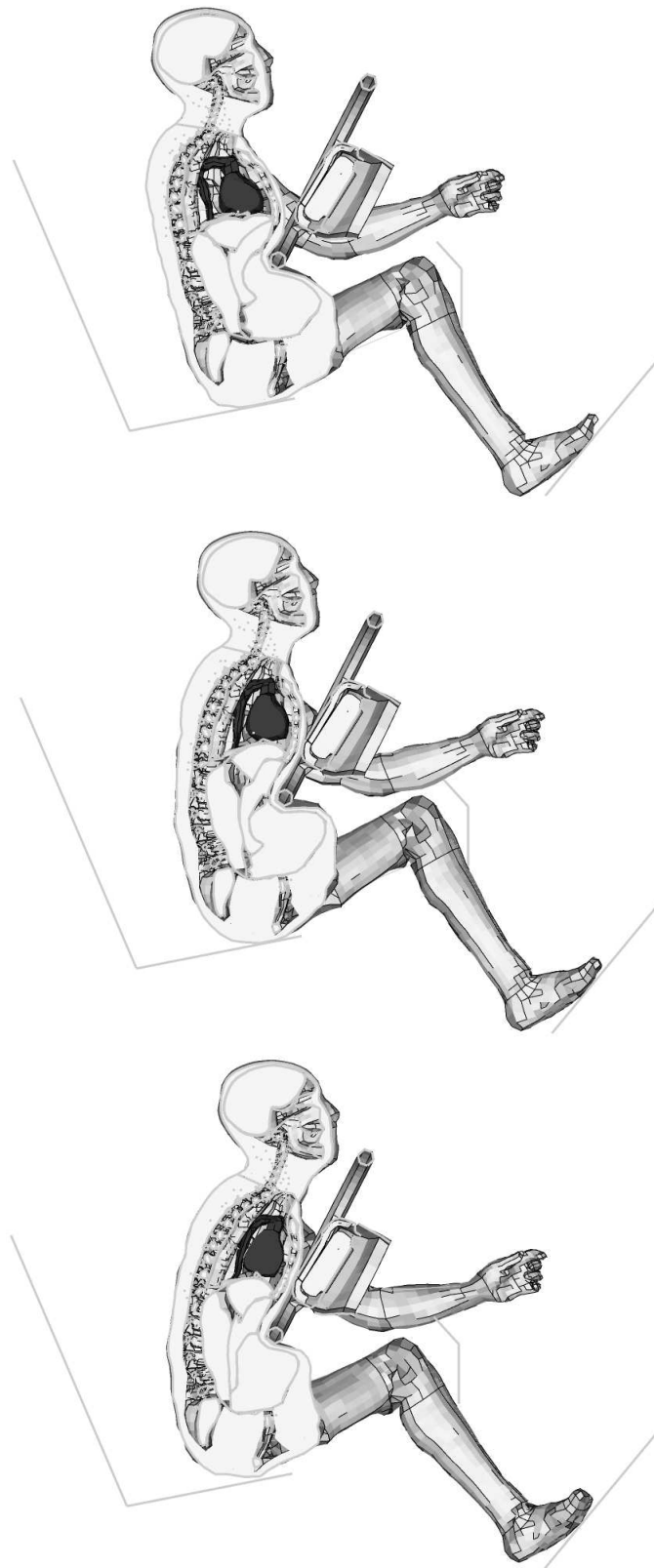


Abbildung 6.4: Verletzungsmechanismus der Aorta beim Frontalaufprall auf das Lenkrad

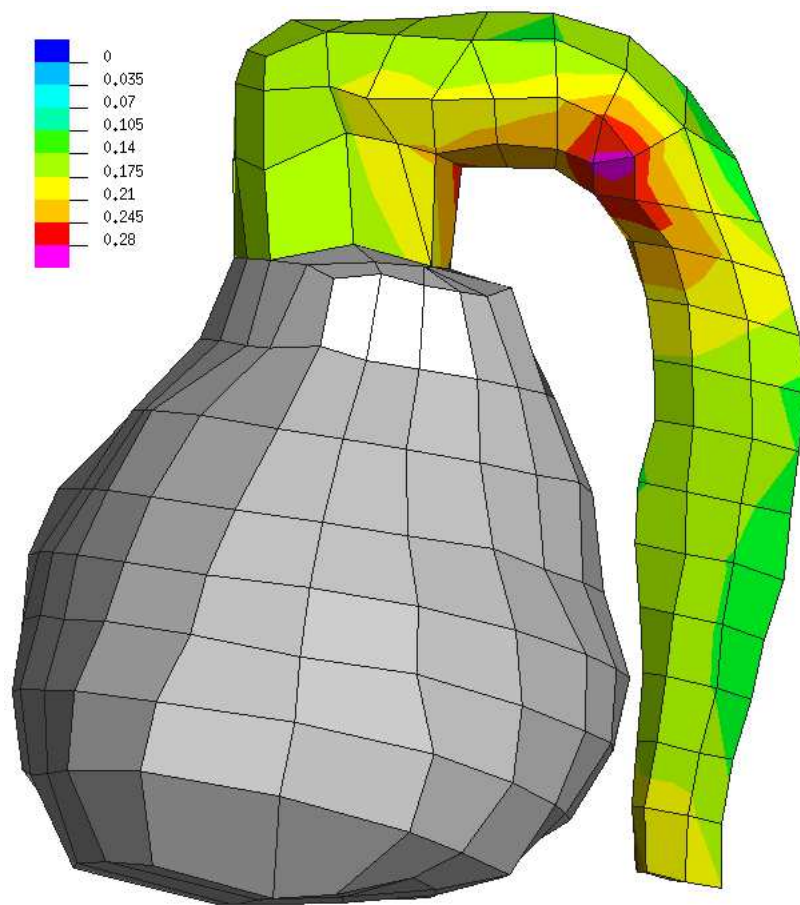


Abbildung 6.5: Dehnungen der Aorta

Bereich des beginnenden absteigenden Astes.

Vergleicht man die Simulationsergebnisse mit den im Obduktionsbericht beschriebenen Verletzungen, so kann man auf eine Aufprallgeschwindigkeit des Opfers auf das Lenkrad von etwa 10 m/s schließen. Die Aufprallgeschwindigkeit des Fahrzeugs gegen die Wand muss also mindestens 10 m/s betragen haben, da davon auszugehen ist, dass sie höher ist als die Aufprallgeschwindigkeit, des Insassen auf das Lenkrad.

6.2.3 Diskussion

Mit Hilfe des Finite-Elemente-Mensch-Modells HUMOS ist es möglich Aussagen über die Verletzungsmechanismen des rekonstruierten Unfalls zu treffen. So konnten in diesem Fall die im Unfall aufgetretenen knöchernen Verletzungen sowie der Riss der Aorta mit dem Menschmodell simuliert werden. Es bleiben aber Einschränkungen z.B. im Hinblick auf unbekannte Faktoren wie den exakten Verlauf des Beschleunigungspulses des Fahrzeuges. Ein weiterer einschränkender Faktor ist die Altersabhängigkeit des Rippenmaterials. Wie in Abschnitt 2.1 beschrieben, nimmt die Elastizität der Knochen mit zunehmenden Alter ab. Zudem fehlen noch Materialeigenschaften der Organe, wie z.B. das Versagenskriterium der Aorta, so dass man die Simulationsergebnisse hier nur qualitativ beurteilen kann. Verschiedene Studien, wie z.B. von Hardy et al. [33] beschäftigen sich zur Zeit mit der Untersuchung der Aorta hinsichtlich ihrer Materialeigenschaften, so dass in Zukunft auch hier Validierungsgrundlagen zur Verfügung stehen.

Kapitel 7

Zusammenfassung

Durch die Verbesserung aktiver und passiver Sicherheitssysteme hat sich die Zahl der tödlichen Unfälle in den letzten Jahren deutlich reduziert. Trotzdem sterben täglich 15 Menschen auf deutschen Straßen. Zwei Drittel aller Getöteten im Straßenverkehr sterben bei lateralen Kollisionen, obwohl diese nur ein Drittel der Gesamtheit der Unfälle ausmachen [48]. Die beim Seitenaufprall am häufigsten betroffene Region ist der Thorax [72, 74], in dem lebenswichtige Organe wie das Herz, die Lunge und die großen Gefäße liegen.

Anhand von Crashtests und Crash-Simulationen wird an der Optimierung der Insassensicherheit gearbeitet. Da Dummies und ihre numerischen Modelle die Realität nur in beschränktem Maß wiedergeben, können numerische Modelle des Menschen die dadurch vorhandenen Lücken schließen. Innerhalb der beiden EU-Projekte HUMOS und HUMOS2 wurde ein numerisches Mensch-Modell für die Crash-Simulation entwickelt. Anhand dieses Modells wird in der vorliegenden Arbeit, im Vergleich mit dem Modell eines Seitenaufprall-Dummies untersucht, ob sich eine vorzeitige Belastung des Beckens positiv auf den Thoraxbereich auswirken und so zu einer Reduzierung der Verletzungsschwere führen kann.

Um eine Grundlage für diese Untersuchung zu schaffen, wird der Thorax des Mensch-Modells HUMOS zunächst validiert. Es wird gezeigt, dass die Simulation mit dem validierten, sitzenden 50%-HUMOS-Modell die lateralen Schlittenversuche, die von der National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) mit Leichen durchgeführt wurden, gut repräsentieren kann.

In einer ähnlichen Schlitten-Konfiguration wird anschließend das Menschmodell HUMOS mit dem Modell des ES2-Dummies verglichen. Es werden zwei verschiedene Kontaktbarrieren gewählt - eine flache und eine gestufte Barrierenform. Bei der gestuften wird das Becken der Modelle vorzeitig belastet. Bei der Betrachtung der Ergebnisse lassen sich mit dem Mensch-Modell wie dem Dummy-Modell ähnliche Tendenzen feststellen. Bei den Verletzungskriterien des Thoraxbereichs lässt sich mit Hilfe eines Becken-Versatzes in der Belastungs-Barriere eine Verringerung fast aller Werte erreichen. Vor allem bei der Thorax-

Kompression, dem Viscous Criterion und dem Thorax-Trauma-Index lässt sich diese Tendenz feststellen. Darüber hinaus steigen die Verletzungskriterien durch den Einsatz der gestuften Becken-Barriere im Beckenbereich nicht oder nur minimal an. Es wird gezeigt, dass eine vorzeitige Belastung des Beckens beim Seitenaufprall tatsächlich zu einer Verringerung der Verletzungsgefahr für den Thorax führen kann. Über eine Umsetzung dieses Erkenntnis bei der Ausstattung der Fahrgastzelle sollte bei der Entwicklung neuer Fahrzeuge nachgedacht werden.

Durch den Einsatz des Mensch-Modells kann man zusätzlich die Verletzungsmechanik untersuchen. So erkennt man, dass die hier auftretenden Rippenfrakturen hauptsächlich durch den Kontakt mit dem Oberarm verursacht werden. Im Anwendungsbeispiel lässt sich der Mechanismus der Aortenruptur sehr gut nachvollziehen. Es wird gezeigt, dass sich das Mensch-Modell HUMOS eignet, in Crash-Simulationen den Dummy zu ergänzen. Man bekommt so die Möglichkeit, die passive Sicherheit von Fahrzeugen weiter zu verbessern. Mit Hilfe des Mensch-Modells können Fragen geklärt werden, die mit einer technischen Messpuppe, dem Crashtest-Dummy, nicht beantwortet werden können. Doch obwohl das Mensch-Modell bereits eine Fülle von Möglichkeiten der Verletzungs-Vorhersage zulässt, müssen z.B. Materialparameter der Organe und Knochen noch eingehender untersucht und in den Material-Modellen des HUMOS-Modells umgesetzt werden.

Anhang A

Validierung

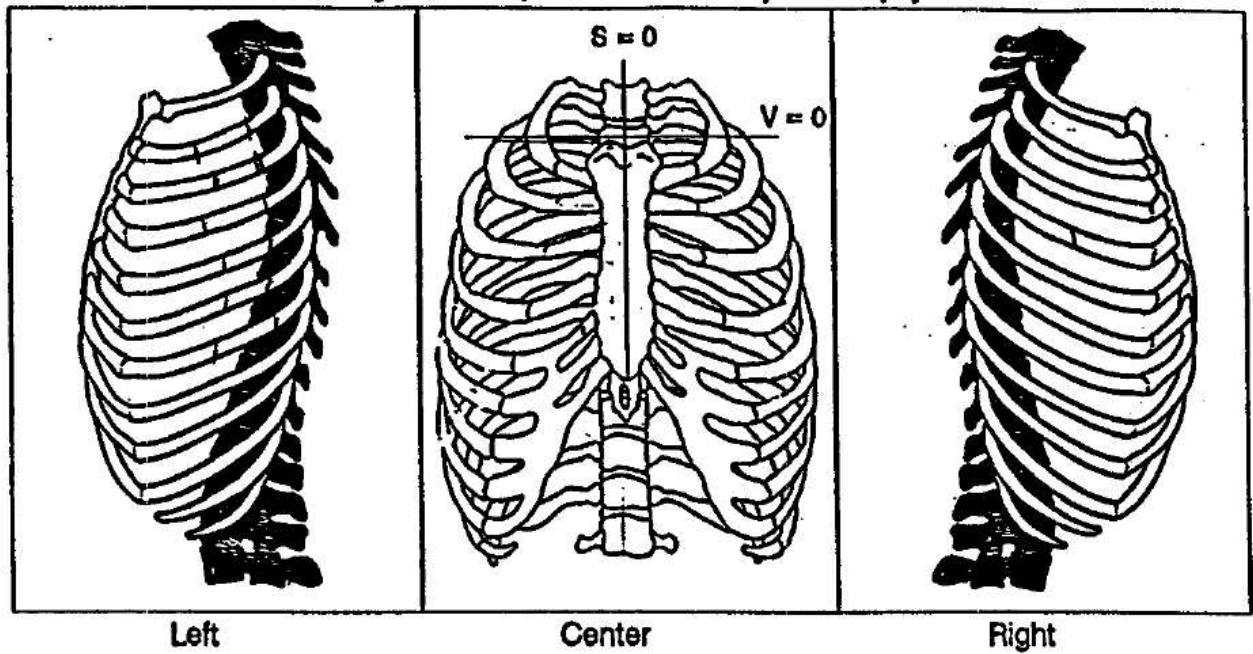


Abbildung A.1: Rippenfrakturen PMTO SC101

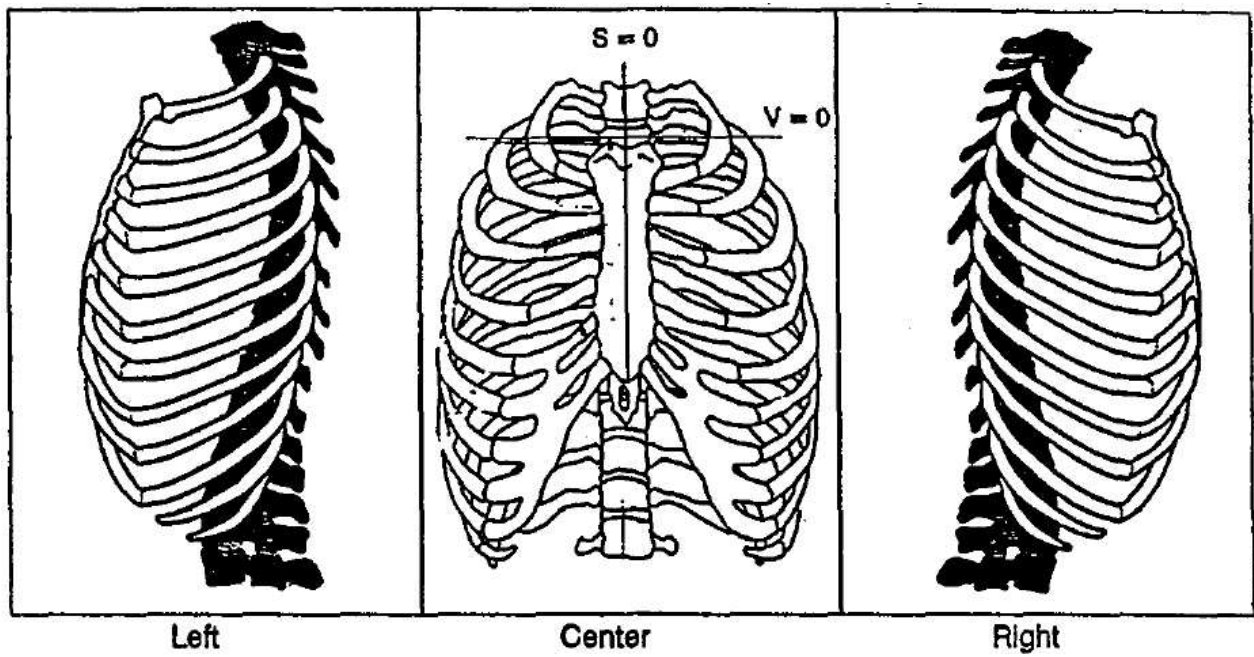


Abbildung A.2: Rippenfrakturen PMTO SC102

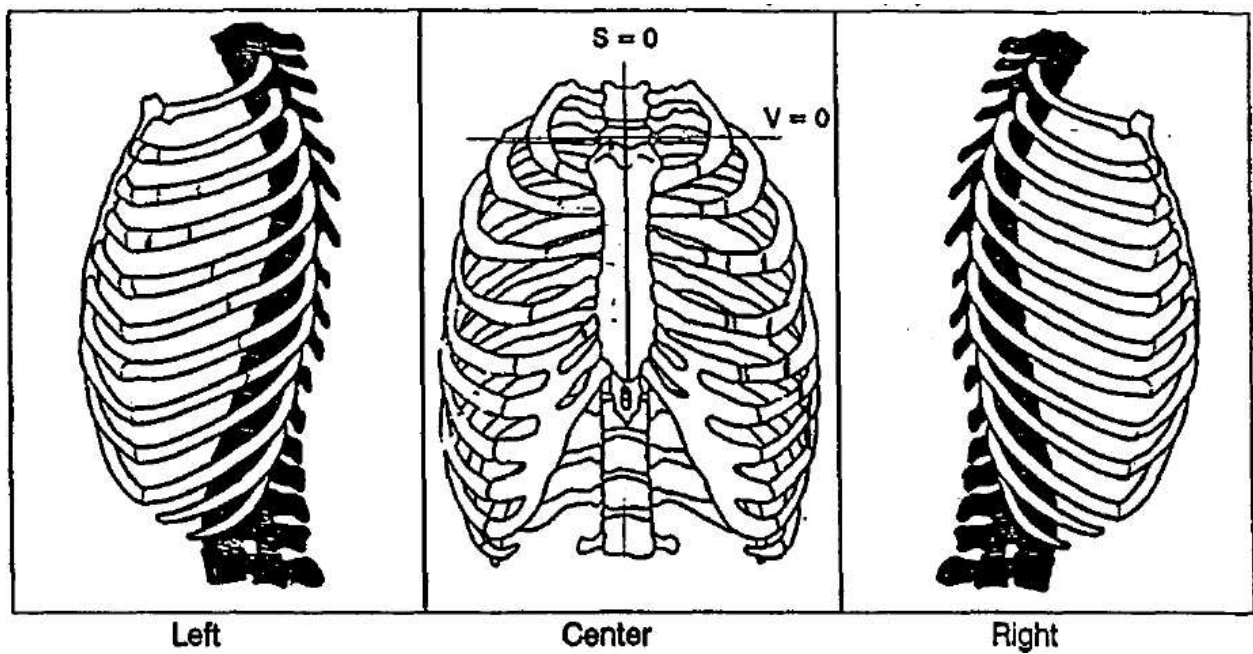


Abbildung A.3: Rippenfrakturen PMTO SC103

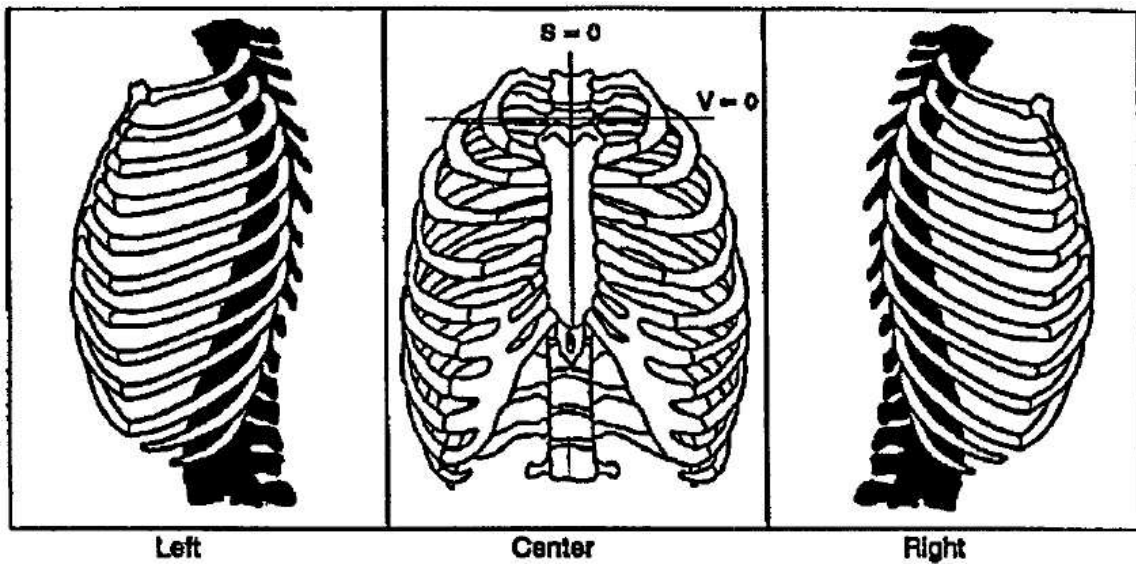


Abbildung A.4: Rippenfrakturen PMTO SC120

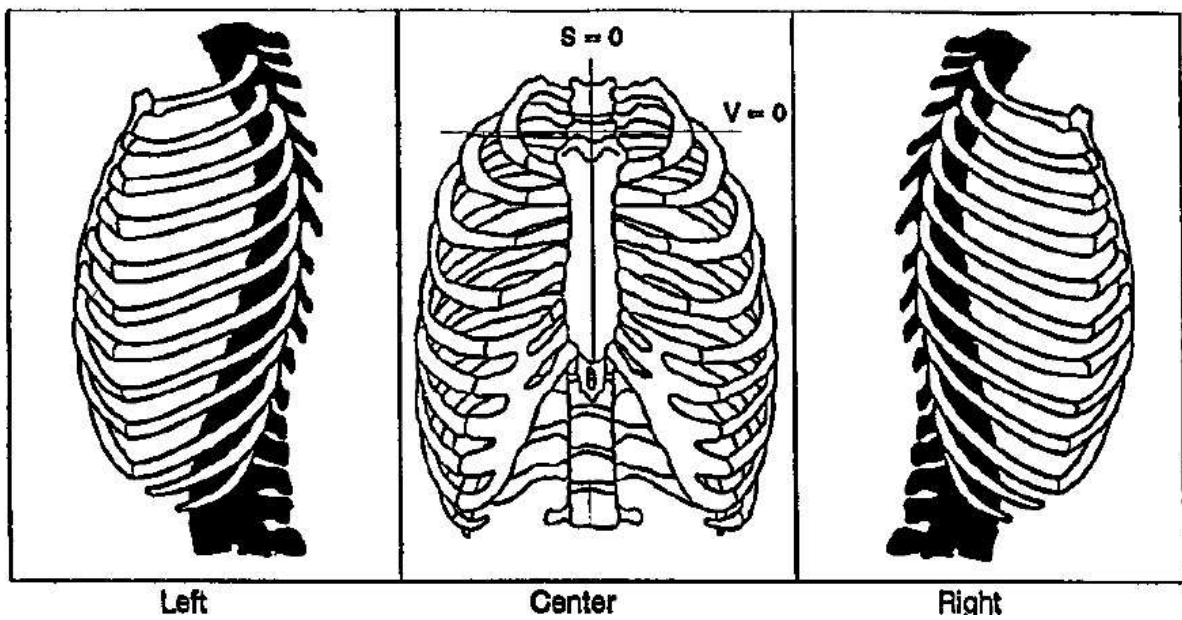


Abbildung A.5: Rippenfrakturen PMTO SC124

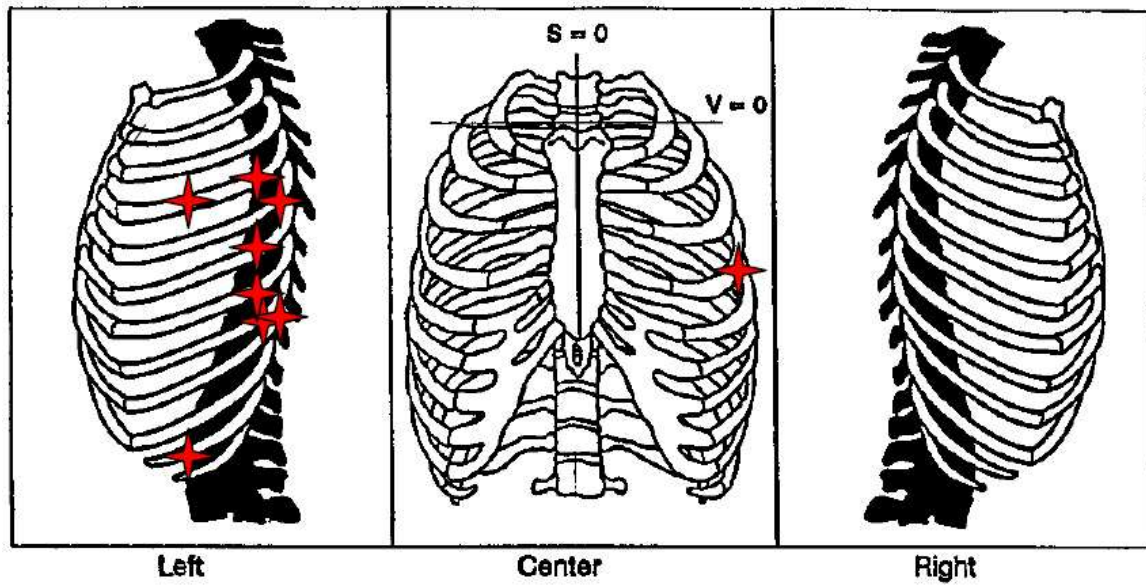


Abbildung A.6: Rippenfrakturen PMTO SC131

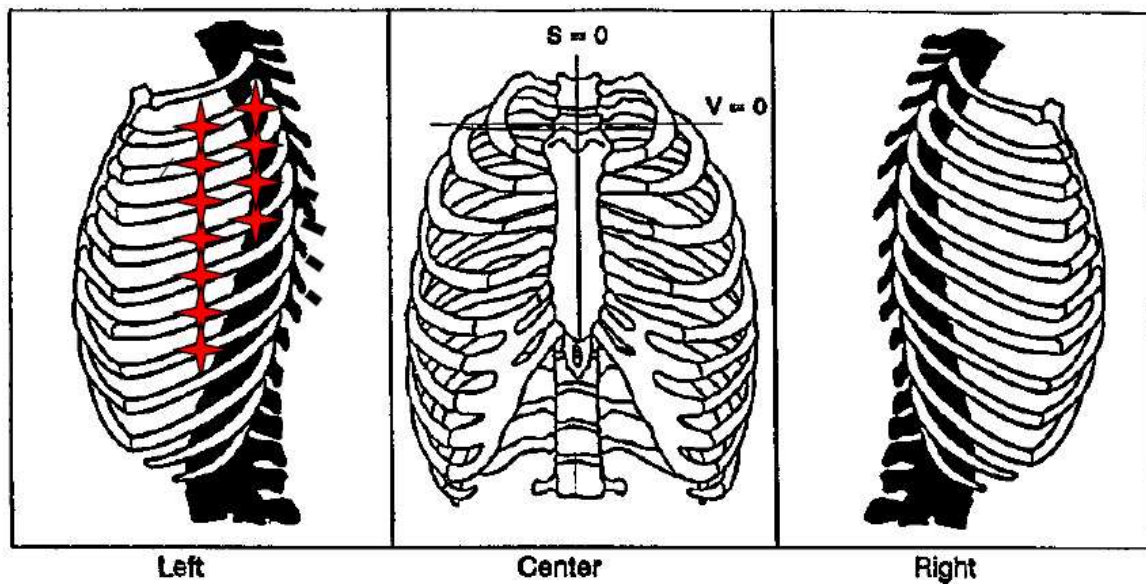


Abbildung A.7: Rippenfrakturen PMTO SC135

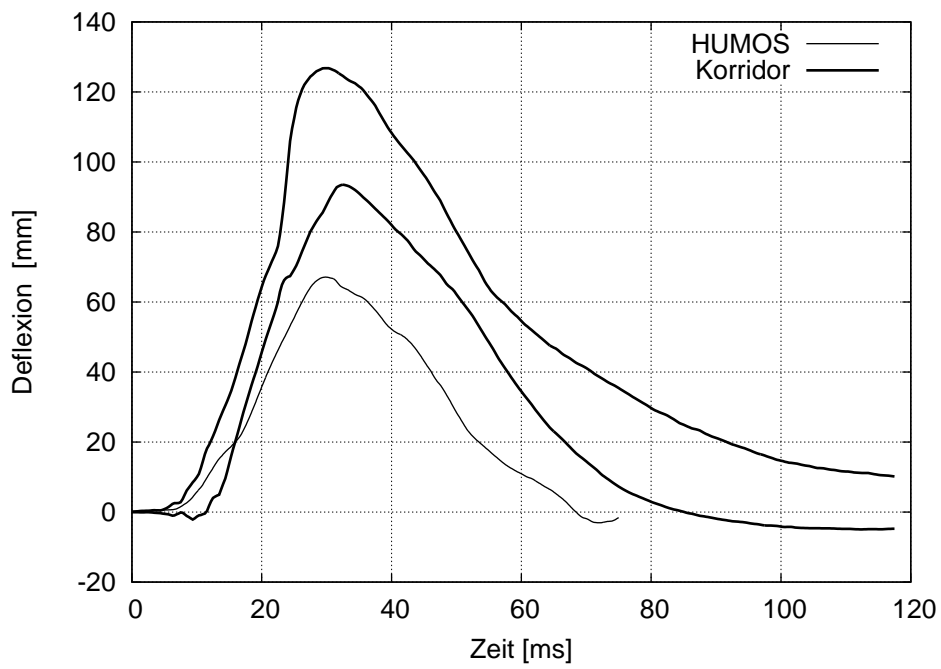


Abbildung A.8: Thorax-Deflexion 4. Rippe (ganzer Thorax)

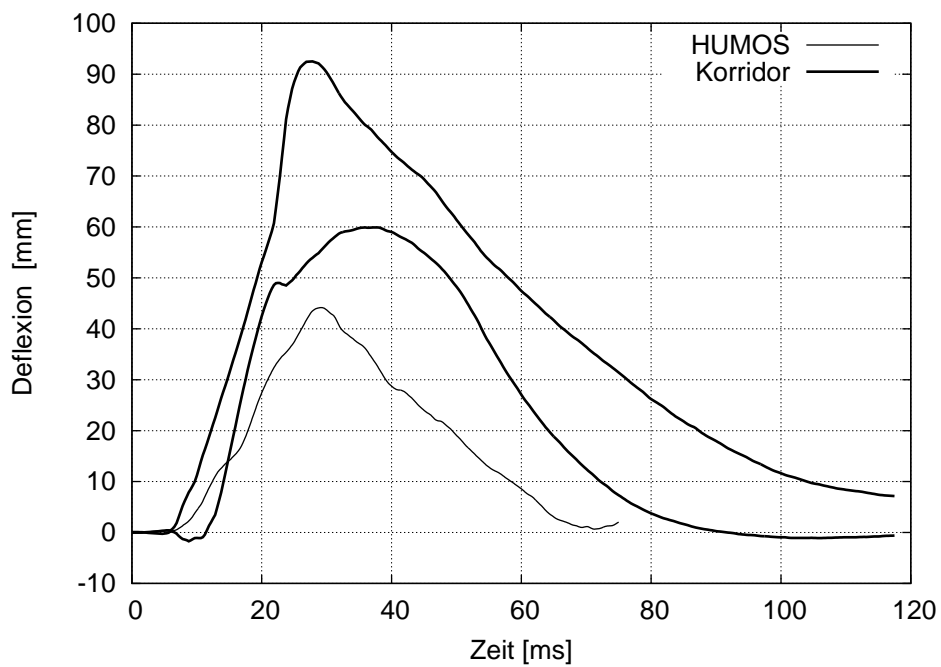


Abbildung A.9: Thorax-Deflexion 4. Rippe (halber Thorax)

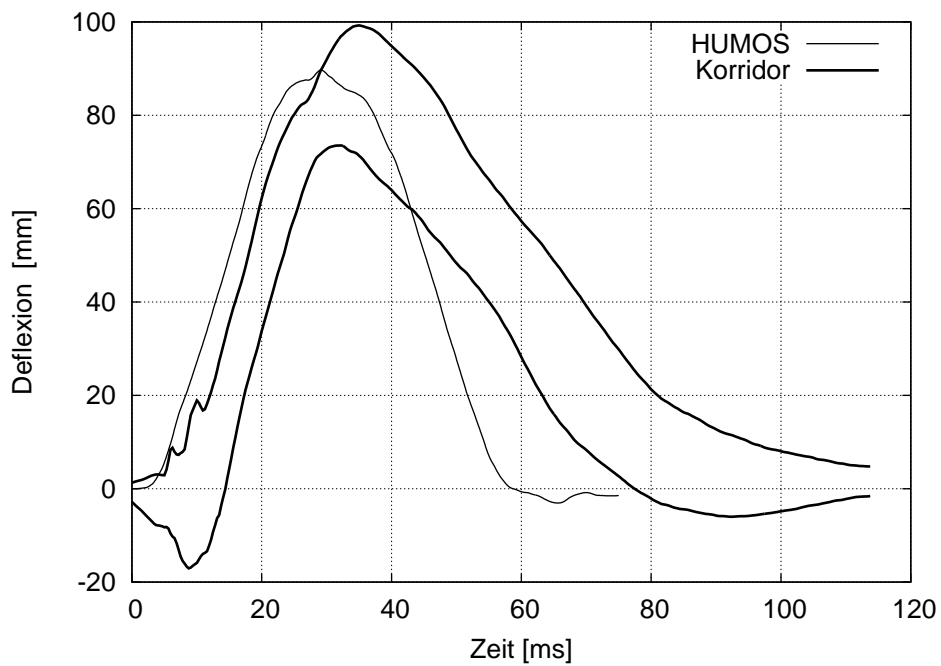


Abbildung A.10: Abdomen-Deflexion (volle Breite)

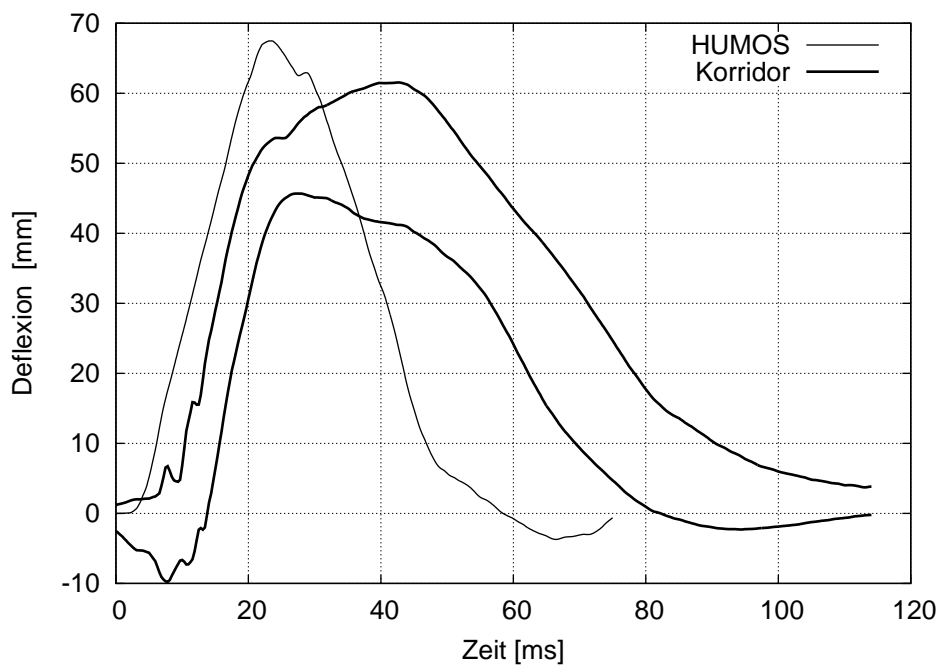


Abbildung A.11: Admomen-Deflexion (halbe Breite)

Anhang B

Vergleich HUMOS- und ES-2-Modell

Barriere	Humos		ES-2-Modell	
	flach	gestuft	flach	gestuft
Kontaktkräfte [kN]				
Thorax-barriere	6,36	6,01	3,93	2,62
Abdomenbarriere	6,29	6,32	2,91	0
Becken-barriere	11,87	12,2	11,53	13,89
Thoraxeindrückung				
4. Rippe				
ganz Max	21%	16%		
ganz Avg	16%	14%		
halb Max	35%	26%		
halb Avg	25%	16%	19%	15%
6. Rippe				
ganz Max	20%	18%		
ganz Avg	15%	12%		
halb Max	33%	22%		
halb Avg	23%	12%	18%	5%
8. Rippe				
ganz Max	14%	8%		
ganz Avg	12%	7%		
halb Max	14%	5%		
halb Avg	13%	0%	18%	6%

Barriere	Humos		ES-2-Modell	
	flach	gestuft	flach	gestuft
VCmax [m/s]				
4. Rippe				
ganz Max	0,43	0,39		
ganz Avg	0,22	0,19		
halb Max	0,55	0,46		
halb Avg	0,32	0,22	0,19	0,11
6. Rippe				
ganz Max	0,37	0,36		
ganz Avg	0,21	0,17		
halb Max	0,599	0,47		
halb Avg	0,31	0,17	0,22	0,03
8. Rippe				
ganz Max	0,17	0,25		
ganz Avg	0,15	0,14		
halb Max	0,16	0,07		
halb Avg	0,16	0,05	0,25	0,04
Beschleunigungen [g]				
Th1 y	31,62	40,8	27	18
Th12	60	35	44	31
4. Rippe	77	93	66	54
8. Rippe	104	90	83	43
Kreuzbein	55	32,6	71	66
TTI				
TTI kernel	82	76,5	83,5	52
Kräfte [kN]				
Th1 Fy	0,29	0,26	0,7	0,47
Th12 Fy	0,71	0,63	1,24	1,17
Symphyse Fy	0,04	0,06	3,6	3,3

Tabelle B.1: Maximalwerte von HUMOS- und ES-2-Modell

Literaturverzeichnis

- [1] *The Abbreviated Injury Scale*. Association for the Advancement of Automotive Medicine, 1990
- [2] *Pschyrembel*. Bd. 257. 1994
- [3] *Status of the ES-2 Research at NHTSA*. Presentation at th U.N./ECE/GRSP Meeting, 2002
- [4] *Virtuelle Realität im Automobilbau*. Internet: <http://www.bmwgroup.com/scienceclub>, Mai 2003
- [5] *2005: Geringste Zahl an Verkehrstoten seit über 50 Jahren*. Pressemitteilung des Statistischen Bundesamts, Februar 2006
- [6] *ES-2 Side Impact Dummy*. Internet: <http://www.ftss.com>, 2006
- [7] *History of Crash Test Dummies*. Internet: <http://www.ftss.com/history.cfm>, 2006
- [8] *Anybody Technology*. Internet: <http://www.anybodytech.com>, 2007
- [9] ESI Group: *The Virtual Try Out Space Company - ESI Group*. Internet: <http://www.esi-group.com>, 2007
- [10] AUTOMOTIVE, R.: *RAMSIS Automotive - HUMAN SOLUTIONS*. Internet: <http://www.human-solutions.com>, 2007
- [11] BEIER, G., SPANN, W.: Zur Aortenruptur beim Fußgängerunfall. In: *Hefte zur Unfallheilkunde* (1974), S. 231–234
- [12] *Kapitel Methode der Finiten Elemente*. In: BRONSTEIN, I. N., SEMENDJAJEW, K. A., MUSIOL, G., MÜHLIG, H.: *Taschenbuch der Mathematik*. Verlag Harri Deutsch, 1997, S. 849–852
- [13] BYRNES, K., ABRAMCZYK, J., BERLINER, J., IRWIN, A., JENSON, J., KOWISKA, M., MERTZ, H. J., ROUHANA, S. W., SCHERER, R., SHI, Y., SUTTERFIELD, A., XU, L., TYLKO, S., DALMOTAS, D.: ES-2 Dummy Biomechanical Response. In: *Proceedings of the 46th Stapp Car Crash Conference* Bd. 46, 2002, S. 353 – 396

- [14] CAVANAUGH, J., WALILKO, T., MALHOTRA, A., ZHU, Y., KING, A.: Biomechanical response and injury tolerances of the thorax in twelve side impacts. In: *Proceeding of the 34th Stapp Car Crash Conference*, SAE, 1990, S. 23–38
- [15] CAVANAUGH, J., ZHU, Y., HUANG, Y., KING, A.: Injury and Response of the Thorax in Side Impact Cadaveric Tests. In: *Proceeding of the 37th Stapp Car Crash Conference*, SAE, 1993, S. 199 – 221
- [16] CAVANAUGH, J. M.: The Biomchanics of Thoracic Trauma. In: *Accidental Injury*, Alan M. Nahum and John W. Melvin, 1993, S. 362 – 390
- [17] CESARI, D., RAMET, M.: Pelvic tolerance and protection criteria in side impact. In: *Proceedings of the 26th Stapp Car Crash Conference*, SAE, 1982, S. 145–154
- [18] CESARI, D., RAMET, M., BLOCH, J.: Influence of Arm Position on Thoracic Injuries in Side Impact. In: BACKAITIS, S. H. (Hrsg.): *Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerances of the Thorax-Shoulder Complex SAE/PT-94/45*. Society of Automotive Engineers, Inc., 1994
- [19] CHARPAIL, E., TROSSEILLE, X., PETIT, P., LAPORTE, S., VALLANCIEN, F. L. g.: Characterization of PMHS Ribs: A New Test Methodology. In: *Proceedings of the 46th Stapp Car Crash Conference* Bd. 49, 2005, S. 183 – 198
- [20] COMPIGNE, S., BOUQUET, R., CAIRE, Y., QUESNEL, T., VERRIEST, J.-P.: Human Spine Behaviour under Thoracic and Pelvis Lateral Impacts Comparison with WorldSID Dummy Behaviour. In: *International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact*. 2004
- [21] DENTON: *Robert A. Denton*. Internet: <http://www.dentonatd.com>, 2007
- [22] DYNAMORE: *DYNAmore GmbH your distributor for LS-DYNA, eta/DYNAFORM, FAT Dummies, FTSS Dummies, ARUP Barriers*. Internet: <http://www.dynamore.de>, 2007
- [23] EPPINGER, R. H.: On the development of a deformation measurement system and its application toward developing mechanically bases injury indices. In: *Proceedings of the 33th Stapp Car Crash Conference*. 1989 (SAE 892426), S. 21 – 28
- [24] EPPINGER, R., MARCUS, J., MORGAN, R.: Development of dummy and injury index for NHTSA's thoracic side impact protection research program. In: *Government/Industry Meeting and Exposition* Bd. SAE 840885 SAE, 1984
- [25] ESI Group: *H-Model Overview Description*. 2000
- [26] EURONCAP: *Assessment Protocol and Biomechanical Limits / European New Car Assessment Programme*. 2004. – Forschungsbericht

- [27] EURO NCAP: Side Impact Testing Protocol / European New Car Assessment Programme. 2004. – Forschungsbericht
- [28] EURO NCAP: *Euro NCAP - For safer cars*. Internet: <http://www.euroncap.com>, 2007
- [29] *Kapitel Bewegungsapparat*. In: FALLER, A., SCHÜNKE, M.: *Der Körper des Menschen*. 1999, S. 113 – 204
- [30] GRAW, M., KÖNIG, H. G.: Fatal pedestrian-bicycle collisions. In: *Forensic Science International* 126 (2002), Nr. 3, S. 241–247
- [31] GRAW, M., PRAXL, N., BREMER, S., SCHÖNPFLUG, M.: The Car as a Weapon - Biomechanical Reconstruction of an Atypical Homicide. In: SAUKKO, P. (Hrsg.): *Forensic Science International* Bd. 136. Istanbul, Türkei, 2003, S. 190
- [32] HAASE, A., HANLEY, R.: Principles of Side Impact Occupant Protection: An Investigation into Occupant to Vehicle Coupling Regimes with respect to the Euro NCAP Barrier Loadcase. In: *Vehicle Safety 2010, VDI - Verein Deutscher Ingenieure*, 2003
- [33] HARDY, W. N., SHAH, C. S., MASON, M. J., YANG, K. H., EE, C. A. V., DIGGES, K.: Investigation of Potential Mechanisms of Traumatic Rupture of the Aorta. In: *Journal of Biomechanics* 39, supplement 1 (2006), S. 156
- [34] HARDY, W. N.: Instrumentation in Experimental Design. In: *Accidental Injury*. Alan M. Nahum and John W. Melvin, 1993, S. 12 – 48
- [35] HAUTMANN, E.: *WorldSID debut for UN / WP 29*. Presentation at 133rd session of UN / WP 29, 2004
- [36] HOBBS, C. A., MCDONOUGH, P. J.: Development of the European New Car Assessment Programme (EURO NCAP). In: *Proceedings of the 16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. 1998
- [37] HUELKE, D. F.: The Anatomy of the Human Chest. In: *Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerances of the Thorax-Shoulder Complex SAE/PT-94/45*. 1994 (SAE 766064), S. 1–9
- [38] KAHANE, C. J.: Evaluation of FMVSS 214 - Side Impact Protection - Dynamic Performance Requirement / NHTSA. 1999. – Forschungsbericht
- [39] KALLIERIS, D., BOGGASCH, F., MATTERN, R.: Protection of the Thorax Injury Severity in the 90-Degree Lateral Collision. In: *Proceedings of the 14th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)* Bd. 14, 1994

- [40] KALLIERIS, D., MATTERN, R., SCHMIDT, G., EPPINGER, R. H.: Quantification of Side Impact Response and Injuries. In: *Proceedings of the 25th Stapp Car Crash Conference* Bd. 25, 1981, S. 329–368
- [41] KEMPER, A. R., MCNALLY, C., KENNEDY, E. A., MANOOGIAN, S. J., RATH, A. L., NG, T. P., STITZEL, J. D., SMITH, E. P., DUMA, S. M.: Material Properties of Human Rib Cortical Bone for Dynamic Tension Coupon Testing. In: *Proceedings of the 49th Stapp Car Crash Conference* Bd. 49, 2005, S. 199 – 203
- [42] KENT, R., LEE, S.-H., DARVISH, K., WANG, S., POSTER, C. S., LANGE, A. W., BREDE, C., LANGE, D., MATSUOKA, F.: Structural and Material Changing in the Aging Thorax and Their Role in Crash Protection for Older Occupants. In: *Proceedings of the 46th Stapp Car Crash Conference* Bd. 49, 2005, S. 231 – 249
- [43] KRAMER, F.: *Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen*. Braunschweig/Wiesbaden : Vieweg, 1998
- [44] KROELL, C. K., SCHNEIDER, D. C., NAHUM, A. M.: Impact Tolerance and Response of the Human Thorax. In: SAE (Hrsg.): *Proceedings of the 15th Stapp Car Crash Conference* Bd. SAE 710851, 1971, S. 84–134
- [45] KROELL, C. K., SCHNEIDER, D. C., NAHUM, A. M.: Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II. In: SAE (Hrsg.): *Proceedings of the 18th Stapp Car Crash Conference* Bd. SAE 741187, 1974, S. 383–457
- [46] 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*. SAE, 2003, S. 189 – 210
- [47] KUPPA, S.: Injury Criteria for Side Impact Dummies / National Highway Traffic Safety Administration. 2004. – Forschungsbericht
- [48] LANGWIEDER, K. (Hrsg.): *RESIKO Retrospektive Sicherheitsanalyse von PKW-Kollisionen mit Schwerverletzten*. Institut für Fahrzeugsicherheit im Gesamtverband der Deutschen Versicherungswirtschaft e.V. (GDV), 1998
- [49] LANGWIEDER, K., GWEHENBERGER, J., HUMMEL, T., BENDE, J.: Benefit Potential of ESP in Real Accident Situations Involving Cars and Trucks. In: *Proceedings of the 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*, 2003
- [50] LASKY, I. I., SIEGEL, A. W., NAHUM, A. M.: Automotive Cardio-Thoracic Injuries: a medical-engineering analysis. In: *Automotive Engineering Congress, Detroit*, 1968

- [51] LAU, I., VIANO, D.: The Viscous Criterion - Bases and Applications of an Injury Severity Index for Soft Tissues. In: *Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference*, 1986, S. 123 – 142
- [52] MALL, G., EISENMENGER, W.: Estimation of time since death by heat-flow finiteelement model part II: application to non-standard cooling conditions and preliminary result in practical casework. In: *Leg Med* 7 (2005), S. 69 – 80
- [53] MALOTA, M.: *Das letale Thoraxtrauma - Daten zur Validierung von biomechanischen Modellen*, LMU, Diss., 2008
- [54] MALTESE, M., EPPINGER, R., RHULE, H., DONELLY, B., PINTAR, F., YOGANANDAN, N.: Response Corridors of Human Surrogates in Lateral Impact. In: *Proceedings of the 46th Stapp Car Crash Conference*, 2002, S. 321 – 352
- [55] MELVIN, J. W., MOHAN, D., STALNAKER, R. L.: Occupant injury assessment criteria, 1975
- [56] MERTEN, K. von: *Membranschwingungen - optische und akustische Simulation mit Methode der Finiten Elemente*, FH München, Diplomarbeit, 2003
- [57] MERTEN, K. von: Using HUMOS2 model for the reconstruction of accidents with thoracical injuries. In: *Journal of Biomechanics* 39, supplement 1 (2006), S. 165
- [58] MERTEN, K. von, ADAMEC, J., SCHÖNPFLUG, M., PRAXL, N., MUGGENTHALER, H., GRAW, M.: Numerical Simulation of Sled Tests: The Influence of Pelvis Offset on Thorax Injury Severity in a Side Impact Scenario. In: *Stein D (Ed.): Injury - Violence - Suicide - Disaster. Kuratorium für Schutz und Sicherheit* (2004), S. 836
- [59] MERTEN, K. von, GRAW, M., SCHÖNPFLUG, M., MUGGENTHALER, H., PRAXL, N.: Finite-Elemente-Simulationen mit Mensch- und Dummy-Modellen. In: *Rechtsmedizin* 340, 2004
- [60] MORGAN, R.: Side impact - the biofidelity of NHTSA's proposed ATD and efficacy of TTI. In: *Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference* Bd. SAE 861877 SAE, 1986, S. 27 – 40
- [61] MORRIS, A., WELSH, R., THOMAS, P., KIRK, A.: Head and Chest Injury Outcomes in Struck-Side Crashes. In: *International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact*. 2005
- [62] MUGGENTHALER, H., ADAMEC, J., PRAXL, N., SCHÖNPFLUG, M.: The Influence of Muscle Activity on Occupant Kinematics. In: *International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact*. Prag, Czech Republic, September 2005

- [63] MUGGENTHALER, H., PRAXL, N., SCHÖNPFLUG, M., ADAMEC, J., MERTEN, K. von, PELDSCHUS, S., SCHNEIDER, K., GRAW, M.: Oberflächenelektromyographie - Grundlagen und Anwendungen in der forensischen Biomechanik am Beispiel der passiven Fahrzeugsicherheit. In: *Rechtsmedizin* 15 (2005), Nr. 3, S. 161–166
- [64] MUGGENTHALER, H.: *Einfluss der Muskelaktivität auf die Kinematik des menschlichen Körpers und die Deformationseigenschaften des Muskels: Versuch und Simulation*, LMU München, Diss., 2006
- [65] MÜLLER, C.: ANSYS-basierte Simulationslösung zur mechanischen Auslegung von Zahnimplantaten. In: *CADFEM Infoplaner* 2 (2006)
- [66] NAHUM, A. (Hrsg.), MELVIN, J. (Hrsg.): *Accidental Injury*. Springer-Verlag, 1993
- [67] ONO, K., KANEOKA, K., WITTEK, A., KAJZER, J.: Cervical injury mechanism based on the analysis of human cervical vertebral motion and head-neck-torso kinematics during low speed rear impacts. In: *Proceedings of the 41st Stapp Car Crash Conference*. 1997 (SAE 973340), S. 339 – 56
- [68] PELDSCHUS, S., SCHULLER, E.: Simulation of motorcyclists' impacts on roadside barriers using a numerical human model. In: *Proceedings of the 6th International Motorcycle Conference (Köln)*. Ifz research, 2006
- [69] PELDSCHUS, S., SCHULLER, E., KOENIG, J., GAERTNER, M., RUIZ, D. G., 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
- [70] PINTAR, F., YOGANANDAN, N., HINES, M., MALTESE, M., MCFADDEN, J., SAUL, R., EPPINGER, R.: Chestband Analysis of Human Tolerances to Side Impact. In: *Proceedings of the 41st Stapp Car Crash Conference*, 1997, S. 63 – 74
- [71] PUTZ, R., PABST, R.: *Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen*. Urban und Fischer CD-ROM, 2000
- [72] RUCHHOLTZ, S., NAST-KOLB, D., WAYDHAS, C., SCHWEIBERER, L.: Das Verletzungsmuster beim Polytrauma. In: *Unfallchirurg* 99 (1996), S. 633–641
- [73] SAMAHA, R.: ES-2 Crash Test Performance. In: *SAE Government Industry Meeting* Society of Automotive Engineers, 2002
- [74] SAMAHA, R., ELLIOT, D.: NHTSA Side Impact Research: Motivation for upgraded Test Procedures. In: *Proceedings of the 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)* National Highway Traffic Safety Administration, 2003

- [75] SAMAHA, R., MALTESE, M., BOLTE, J.: Evaluation of the ES-2 Dummy in Representative Side Impacts. In: *Proceedings of the 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)* National Highway Traffic Safety Administration, 2001
- [76] SCHMITT, K.-U., NIEDERER, P., WALZ, F.: *Trauma Biomechanics*. Springer Verlag, 2004
- [77] SCHUSTER, P., FRANZ, U., STAHLSCHMIDT, S., PLESCHBERGER, M., EICHBERGER, A.: Comparison of the ES-2re with ES-2 and USSID Dummy - Consideration for ES-2re model in FMVSS Tests. In: *Proceedings von 3. LS-DYNA Anwenderforum*, 2004
- [78] SCHWARZ, H. R.: *Methode der finiten Elemente*. 3. B.G. Teubner Stuttgart, 1991
- [79] SCHÖNPFLUG, M.: *Numerische Simulation zur Verletzungsmechanik der unteren Extremität bei einem Pkw-Frontalunfall*, LMU, Diss., 2004
- [80] SCHÖNPFLUG, M., MERTEN, K. von, MEISTER, M., WERNICKE, P.: Numerical Simulation of Human Kinematics and Injuries in Side Crash Scenarios. In: *DHMC 04DHM-8*, 2004
- [81] STALNAKER, R., TARRIERE, C., FAYON, A., WALFISCH, G., BALTHAZARD, M., MASSET, J.: Modification of part 572 dummy for lateral impact according to biomechanical data. In: *Proceedings of 23rd Stapp Car Crash Conference*, 1979, S. 843 – 872
- [82] TARRIERE, C., WALFISCH, G., FAYON, A., ROSEY, J., GOT, C., PATEL, A., DELMUS, A.: Synthesis of Human Tolerance Obtained From Lateral Impact Simulation. In: *Proceedings of the 7th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. Washington DC, 1979, S. 359–373
- [83] THEWS, G., THEWS, O.: Lungenatmung. In: *Physiologie des Menschen* Bd. 29. Robert F. Schmidt and Florian Lang and Gerhard Thews, 2005
- [84] TNO Automotive: *MADYMO Human Models Manual*. 2003
- [85] TNO Automotive: *MADYMO V6.2 Theory Manual*. 2004
- [86] VEZIN, P.: Development of a set of Numerical Human Models for Safety. In: *Proceedings of the 19th International Tech. Conf. on the Enhanced Safety of Vehicles*
- [87] VIANO, D.: Biomechanical responses and injuries in blunt lateral impact. In: *Proceedings of the 33th Stapp Car Crash Conference*, 1989, S. 113 – 142
- [88] VIANO, D.: Chest Anatomy, Types and Mechanisms of Injury, tolerance criteria and limits and injury factors. In: *Seminar at AAAM Conference*, 1990

- [89] VIANO, D., FAN, A., UENO, K., WALILKO, T., CAVANAUGH, J., KING, A.: Biofidelity and Injury Assesment in EuroSID I and Biosid. In: *Proceedings of the 39th Stapp Car Crash Conference*, 1995, S. 307 – 326
- [90] VIANO, D., LAU, I.: Thoracic impact: a Viscous Tolerance Criterion. In: *Tenth International Conference on Experimenatl Safety Vehicles*, 1985, S. 104 – 114
- [91] WORLDSID: *Worldsid*. Internet: <http://www.worldsid.org>, 2006
- [92] ZHAO, J. Z., NARMANI, G.: Development of a human body finite element model for restraint system R&D applications. In: *Proceedings of the 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*, 2005
- [93] ZIENKIEWICZ, O. C., TAYLOR, R. L.: *The Finite Element Method*. Elsevier, 2005

Glossar

ADAC	Allgemeiner Deutscher Automobilclub
AIS	Abbreviated Injury Scale
Arcus vertebrae	Wirbelbogen
Atrium	Vorhof des Herzens
Bast	Bundesanstalt für Straßenwesen
BioSID	Seitenaufprall-Dummy
C	Compression Criterion - Kompressions-Kriterium
Corpus vertebrae	Wirbelkörper
EPIDM	external peripheral instrument for deformation measurement - oder Chestbands: Brustband zur externen Messung von Deformationen des Thorax
EuroNCAP	European New Car Assessment Programme
EuroSID	europäischer Seitenaufprall-Dummy
ES-2	Nachfolger des EuroSID
FE	Finite Elemente
FEM	Methode der Finiten Elemente
Flail Chest	Paradox bewegliches Brustwandsegment (Dreschflegellunge)
FMVSS	Federal Motor Vehicle Safety Standard (US-amerikanische Richtlinie für die Zulassung neuer Fahrzeuge)
Fraktur	Bruch
H-Model	Menschmodell auf Basis der Finiten-Elemente-Methode der Firma ESI Group

HUMOS	Human Model for Safety (Menschmodell auf Basis der Finiten-Elemente-Methode)
Kontusion	Quetschung
Myokard	Herzmuskel
NHTSA	National Highway Traffic Safety Administration. Unabhängige US-Amerikanische Organisation. www.nhtsa.org
Perikard	Herzbeutel
Processus spinosus	Dornfortsatz eines Wirbelkörpers
Processus transversus	Querfortsatz eines Wirbelkörpers
RID	Rear Impact Dummy - Heckaufprall-Dummy
SID II	Seitenaufprall-Dummy
TTI	Thorax-Trauma-Index (engl: Thoracic Trauma Index)
VC	Viscous Criterion - Verletzungskriterium für den Thorax basierend auf Thorax-Kompression und Deflexionsgeschwindigkeit
Ventrikel	Herzkammer

Lebenslauf

Katja von Merten

Geburtsdatum 31.07.1975

Geburtsort München

Ausbildung

1985 - 1994 Otto-von-Taube-Gymnasium Gauting

1994 - 1995 Max-Planck-Gymnasium München

1995 - 1997 Fachoberschule Weilheim

1997 Fachhochschulreife

1997 - 2003 Fachhochschule München (Studiengang: Informatik in der Technik)

2003 Abschluss als Diplom-Informatikerin (FH); Diplomarbeit: Gedämpfte Membranschwingungen - optische und akustische Simulation mit der Finite-Elemente-Methode

Beruflicher Werdegang

1998 - 2003 Werkstudentin bei T-Systems

2003 - 2006 Wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München

seit 2007 IT-Spezialistin für CAE-Systeme bei der BMW Automobil AG