

Entwicklung eines biofidelen Dummys zur Darstellung komplexer Verletzungen beim Fahrzeugcrash

Von der Fakultät für Maschinenbau, Verfahrens- und Energietechnik
der Technischen Universität Bergakademie Freiberg
genehmigte

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor-Ingenieur (Dr.-Ing.)

vorgelegt

von Dipl.-Ing. (FH) Benjamin Härtel
geboren am 21. Mai 1994 in Rochlitz

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Matthias Kröger
Prof. Dr.-Ing. Lars Hannawald

Tag der Verleihung: 04. Juni 2024

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter der Professur Kraftfahrzeugtechnik / Sicherheit an der Hochschule für Technik und Wirtschaft in Dresden.

Meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr.-Ing. Matthias Kröger, danke ich sehr herzlich für das große Interesse an meiner Arbeit, die mir gewährten Freiheiten und Entfaltungsmöglichkeiten und die Übernahme des ersten Gutachtens dieser Arbeit. Er hat mir hilfreiche Einblicke in das Institut für Maschinenelemente, Konstruktion und Fertigung der Technischen Universität Bergakademie Freiberg gewährt und mich mit seiner fachspezifischen Erfahrung regelmäßig unterstützt.

Herrn Prof. Dr.-Ing. Lars Hannawald bin ich zu großem Dank verpflichtet für die fachliche Betreuung meiner Arbeit an der Hochschule für Technik und Wirtschaft in Dresden und die daraus entstandene Freundschaft. Besonders dankbar bin ich ihm für das entgegengebrachte Vertrauen und die stetige Motivation, welche in mir den enthusiastischen Forschergeist für diese Arbeit geweckt hat. Seine Expertise auf dem Gebiet der Fahrzeugsicherheitsbewertung und Unfallforschung hat zahlreiche Denkanstöße geliefert und zu fruchtbaren Diskussionen geführt.

Ich danke der Promotionskommission, bestehend aus dem Vorsitzenden Prof. Dr.-Ing. habil. Bernhard Eidel sowie den Mitgliedern Prof. Dr.-Ing. Henning Zeidler, Prof. Dr. med. habil. Andreas Fichtner und Prof. Dr.-Ing. Gunther Naumann, für die Zeit, die sie sich für die Begutachtung meiner Arbeit genommen haben.

Weiterhin danke ich den Kolleginnen, Kollegen und Studierenden der HTW Dresden für das herzliche Arbeitsklima und deren Unterstützung in meinen Projekten. Viele erfolgreiche Abschlussarbeiten haben die Ergebnisse dieser Arbeit unterstützt. Den Kolleginnen und Kollegen am Institut der TU Freiberg danke ich für die herzliche Aufnahme im Institutskreis sowie für viele neue Impulse.

Dem Projektpartner Crashtest-Service, insbesondere Herrn Dipl.-Ing. Peter Schimmelpfennig und Herrn Dr.-Ing. Mirko Dobberstein danke ich für die sehr angenehme und

fruchtbare Zusammenarbeit. Herrn Dr. Michael Weyde danke ich für die Bereitstellung der Prototypen des „BD-Dummy“ und „Weyde-Dummy“, welche die Entwicklung der Grundkonzeption unterstützt haben.

Meiner Familie, insbesondere meinen Brüdern Hans und Josua, danke ich für die Hilfe in allen Lebenslagen. Der größte Dank gebührt meiner Frau Jana, die mich stets über alle Maßen unterstützt hat, in jeglicher Hinsicht hinter mir steht, mich motiviert und bestärkt hat. Sie hat mir in dieser Zeit unsere wundervollen Kinder Elisa und Leonard geschenkt.

Freiberg, im Juni 2024

Benjamin Härtel

*„Weisheit und Urteilsvermögen zu erlangen
ist viel kostbarer
als Silber und Gold!“*

(Sprüche 16,16, HFA, Bibel)

Inhaltsverzeichnis

Formelverzeichnis	IX
Kurzfassung	XI
Abstract	XII
1 Einleitung	1
2 Stand des Wissens	3
2.1 Crashtest-Dummys	3
2.1.1 Standardisierte Testverfahren	4
2.1.2 Modellübersicht	6
2.1.3 Aufbau und Funktion	8
2.2 Verletzungs- und Schutzkriterien	13
2.3 Prognose der Verletzungsschwere	15
2.4 Verletzungsmechanismen	19
2.5 Bestehende Herausforderungen der Dummy-Entwicklung	21
2.6 Ziele der Arbeit	24
3 Konzeption des biofiden Dummys	27
3.1 Entwicklungspotenziale von Crashtest-Dummys	27
3.2 Modellkernfunktion des neuen Dummys	30
3.3 Korrelation zur Verletzungsentstehung	32
3.4 Anwendungsorientierte Prozessbeschreibung	34
4 Entwicklung des biofiden Dummys	39
4.1 Interdisziplinärer Modellansatz	39
4.2 Entwicklungsprozess	42
4.2.1 Anatomierecherche	44
4.2.2 Trauma-Biomechanik	48
4.2.3 Materialauswahl	54

4.2.4	Konstruktion	57
4.2.5	Fertigung von Knochen- und Weichteilbestandteilen	62
4.3	Entwicklungs- und Konstruktionsergebnisse.....	63
5	Validierung des biofidelen Dummys	69
5.1	Quellen und Datenbanken.....	70
5.1.1	Probandentests	71
5.1.2	Leichenversuche	73
5.1.3	GIDAS-Datenbank	75
5.2	Experimentelle Analyse	78
5.2.1	Schlittenversuche	79
5.2.2	Full-Scale Crashversuche	87
5.3	Ergebnisinterpretation.....	96
6	Anwendung des biofidelen Dummys	99
7	Zusammenfassung	103
	Anhang	105
	Literaturverzeichnis	145

Formelverzeichnis

a	[mm]	Länge vom Rippenquerschnitt
$a_{3\text{ ms}}$	[g]	3 ms Beschleunigungskriterium
$a(t)$	[g]	resultierende Kopfbeschleunigung
$AIS(REG)_{\max 1}$	-	höchster AIS-Wert einer Körperregion
$AIS(REG)_{\max 2}$	-	zweithöchster AIS-Wert einer Körperregion
$AIS(REG)_{\max 3}$	-	dritthöchster AIS-Wert einer Körperregion
$a_{\max}$	[g]	max. Beschleunigung
b	[mm]	Breite vom Rippenquerschnitt
F_x	[kN]	Scherkraft
F_z	[kN]	Zugkraft
M_{bB}	[Nm]	Bruchbiegemoment
p	-	Wahrscheinlichkeit
$R_{\max}$	[mm]	Brusteindrückung
s_1	[mm]	Wegstrecke Schlitten
s_2	[mm]	Wegstrecke Körperregion
t	[s]	Zeit
v_k	[km/h]	Kollisionsgeschwindigkeit
v_0	[m/s]	Anfangsgeschwindigkeit
W_b	[mm ³]	Biegewiderstandsmoment
M_y	[Nm]	Extensionsmoment Dummy-Hals
α	[°]	Rippenwinkel
σ_{bB}	[N/mm ²]	Bruchbiegefestigkeit
Ψ	[°]	Kopfwinkel

Kurzfassung

Für die Fahrzeugsicherheit und die Bewertung von Fahrzeugstrukturen spielt die Entwicklung von Crashtest-Dummys eine zentrale Rolle. Diese menschenähnlichen Puppen werden bei Crashtests eingesetzt, um die Auswirkungen von Kollisionen auf den Körper zu untersuchen.

Der Stand des Wissens zeigt, dass aktuelle Crashtest-Dummys nach dem Prinzip der Ermittlung von physikalischen Belastungsgrößen arbeiten. Die komplexe Verletzungsentstehung infolge von Verkehrsunfällen lässt sich damit nicht vollständig darstellen.

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung, Konstruktion und Erprobung eines neuartigen Dummys mit biofidelen Eigenschaften zur Darstellung komplexer Verletzungen. Es wird ein Konzept entwickelt, mit dem Verletzungen durch Materialschäden direkt am Dummy dargestellt werden können. Die Konstruktion des biofidelen Dummys orientiert sich an der menschlichen Anatomie und Trauma-Biomechanik. Mit der Auswahl unterschiedlicher Werkstoffe wird ein Dummy gefertigt, der viele komplexe Verletzungen direkt darstellt.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde der biofidele Dummy in Schlittenversuchen und Crashtests untersucht. Die erfolgreiche Validierung des biofidelen Dummys zeigt, dass es möglich ist, eine Korrelation zwischen Materialschäden am Dummy und menschlichen Verletzungen herzuleiten.

Abstract

For vehicle safety and the evaluation of vehicle structures, the development of crash dummies is crucial. These human-like dummies are used in crash tests to analyze the effects of collisions on the human body.

The state of knowledge shows that current crash test dummies work according to the principle of determining physical load variables. This method cannot fully capture the complex variability of injuries resulting from road accidents.

The aim of this work is the development, construction and testing of a new type of dummy with biofidelic properties for the visualization of complex injuries. A concept is being developed to directly visualize injuries to the dummy caused by material damage. The design of the biofidelic dummy is based on human anatomy and trauma biomechanics. By selecting different materials, a dummy is produced that can directly represent many complex injuries.

The biofidelic dummy is analyzed in sled tests and crash tests. The successful validation of the biofidelic dummy shows that it is possible to derive a correlation between dummy material damage and human injuries.

1 Einleitung

Die Sicherheit im Straßenverkehr ist ein zentrales Anliegen der modernen Gesellschaft. Die Europäische Kommission hat das Ziel "Vision Zero" (keine Todesopfer oder Schwerverletzte im Straßenverkehr) für das Jahr 2050 festgelegt. Angesichts von 20.640 Verkehrstoten in Europa im Jahr 2022 stellt dieses ehrgeizige Ziel alle Bereiche der Verkehrssicherheit vor große Herausforderungen. [1]

Eine entscheidende Rolle spielt die kontinuierliche Weiterentwicklung von Fahrzeugen und deren Sicherheitssystemen. Ein unverzichtbares Element bei der Entwicklung und Optimierung der Fahrzeugsicherheit stellt der Einsatz von Crashtest-Dummys dar. Hierbei handelt es sich um menschenähnliche Modelle, mit denen Unfallszenarien in Crashtests nachgestellt werden, um die Auswirkungen von Kollisionen auf den menschlichen Körper zu analysieren.

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines Crashtest-Dummys mit hohen biofidelen Eigenschaften. Die Biofidelität ist der Grad der Übereinstimmung eines Modells mit dem realen biologischen System, auf dem es basiert. In Bezug auf das menschliche Vorbild besteht die Aufgabe darin, die Verletzungen im Entstehungsvorgang zu erkennen. Aktuelle Crashtest-Dummys sind für standardisierte Testverfahren zur Ermittlung physikalischer Belastungswerte spezialisiert. Eine valide Anwendung dieser Dummys für Tests außerhalb der vorgeschriebenen Normen ist nicht gewährleistet. Ferner sind nicht alle menschlichen Verletzungen im Verkehrsunfallgeschehen mit messtechnisch ermittelten Parametern detektierbar. Aus diesen Gründen beschränkt sich die systematische Entwicklung des biofidelen Dummys auf die direkte Darstellung menschlicher Verletzungen für individuelle und kurzzeitdynamische Anwendungsgebiete.

Die zentrale Forschungsfragestellung besteht darin, die Verletzungsentstehung des Menschen für unterschiedliche Einsatzgebiete und für aktuelle und zukünftige Unfallsituationen und -umgebungen möglichst universell zu bewerten.

2 Stand des Wissens

In diesem Kapitel wird dargestellt, wie man derzeit schwere bis tödliche Verletzungen im Straßenverkehr mithilfe von anthropomorphen Testpuppen beschreibt. Dazu werden vorhandene Crashtest-Dummys beschrieben, welche in standardisierten Testverfahren vorgeschrieben sind. Diese werden hinsichtlich ihres Aufbaus und deren Funktion beschrieben. Daraus lässt sich ableiten, dass Verletzungs- und Schutzkriterien erarbeitet wurden, die eine Prognose der Verletzungsschwere geben können. Diese Information stellt die Überleitung vom technischen Dummy zur medizinischen Trauma-Biomechanik her, welche durch die Beschreibung von Verletzungsmechanismen Teil dieser Untersuchung ist.

Virtuelle Modelle des Menschen als Mehrkörpermodelle oder Finite-Elemente-Modelle werden als zukünftiges Bewertungsmittel angesehen und sind bei der Entwicklung von Fahrzeugstrukturen oder Sicherheitsmaßnahmen wichtig. Mit der Methode der finiten Elemente wird eine Annäherung an die Realität durch das Lösen von Differenzialgleichungen prognostiziert. Mit diesen Methoden erfolgt die Darstellung von Knochenbrüchen oder Gewebeversagen derzeit nur mithilfe der Methode der Elementerosion oder -löschung. Zusätzlich dazu gestaltet sich die Validierung dieser Modelle schwierig. Ein Vergleich unter realen Bedingungen findet nicht statt, weil es keine entsprechenden Hardware-Modelle gibt. Für die Arbeit wird dieser Ansatz nicht als zielführend angesehen, weshalb die virtuellen Modelle im Stand des Wissens nicht näher beschrieben sind. [2–4]

2.1 Crashtest-Dummys

Crashtest-Dummys simulieren die Reaktion des Menschen auf Stöße, Beschleunigungen, Verformungen, Kräfte und Trägheitsmomente, die bei einem Unfall

auftreten. Jeder Dummy ist so konzipiert, dass er die Form und das Gewicht eines menschlichen Körpers nachbildet. [5]

Seit über 50 Jahren werden Crashtest-Dummys, auch ATD (Anthropomorphic Test Device) genannt, für eine Verbesserung und Optimierung der Fahrzeugsicherheit genutzt. Samuel W. Alderson entwickelte zusammen mit Sierra Engineering Co. (USA) den „Sierra Sam-Dummy“ für die US-amerikanische Luft- und Raumfahrtentwicklung. Dadurch inspiriert, gründete er seine Firma ARL (Alderson Research Laboratories, USA) und entwickelte den ersten Crashtest-Dummy namens „V.I.P.“ (Very Important People) für die Automobilindustrie. Sierra Engineering Co. veröffentlichte ca. 1 Jahr später den „Sierra Stan“, ebenfalls ein Dummy für die Durchführung von Fahrzeug-Crashtests. Wenig später nutzten Forscher von General Motors (USA) die Vorteile beider verfügbarer Dummys und entwickelten daraus den Hybrid-I Dummy. Die Weiterentwicklung dieses Typs gilt mit dem sogenannten Hybrid-III Dummy bis heute als anerkannter Standard für internationale Frontalanpralltests. Auf Basis dieser Variante wurden zahlreiche weitere Dummys für unterschiedliche Größen (von Kind 0 Jahre bis 95. Perzentil Mann) und unterschiedliche Lastfälle (Frontal-, Seiten- und Heckanprall) konstruiert. Die Kernaufgabe dieser Dummys beinhaltet die Erzeugung von reproduzierbaren physikalischen Zustandsgrößen für wiederholbare Crashtest. [5–7]

2.1.1 Standardisierte Testverfahren

Standardisierte Testverfahren werden benötigt, um vergleichbare Ergebnisse mit Crashtest-Dummys zu erzeugen. Die Einführung von Standards und Regelungen zur Verwendung von ATDs für Automobilentwicklungen macht es möglich, die Sicherheit von Fahrzeuginsassen flächendeckend und international zu verbessern. Die vorgeschriebenen Crashtest-Dummys beschränken sich auf das Prinzip, belastungsspezifische Parameter sensortechnisch zu erfassen. Standardisierte Testverfahren lassen sich in folgende Gruppen unterteilen. Für die Zulassung neuer Fahrzeugmodelle definieren **Gesetzgeber**, die zu erfüllenden länderspezifischen Testverfahren und Anforderungen an Dummy-Crashtest. Ergänzend dazu haben **Verbraucherorganisationen** weitere Testbedingungen definiert, welche die gesetzlichen Mindestanforderungen verschärfen und zugleich die Ergebnisse der Öffentlichkeit zur Verfügung stellen. Eine Übersicht aller Ratingtestverfahren und

gesetzlichen Forderungen ist in Abhängigkeit der Länder im Anhang A.1 in der Tabelle 24 aufgelistet. [2, 8, 9]

Die vorgeschriebene Verwendung von Crashtest-Dummys wird am Beispiel des Frontalanprallversuchs mit 50% Überdeckung vom Euro-NCAP (European New Car Assessment Program) näher erläutert. Hierbei sind den Sitzplätzen im Fahrzeug, unterschiedliche Dummy-Modelle vorgegeben. Auf dem Fahrersitz wird ein THOR-50M platziert, auf dem Beifahrerplatz ein Hybrid-III-50M, hinter dem Fahrer ein Q6-Kinderdummy und hinter dem Beifahrersitz ein Q10, siehe Abbildung 1. [10]

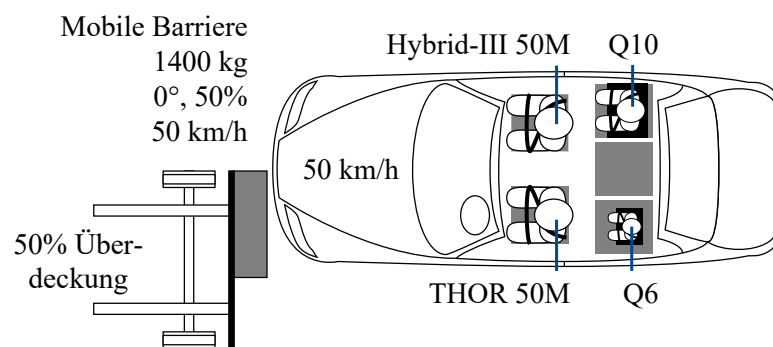


Abbildung 1: MPDB (Mobile Progressive Deformable Barrier) Euro-NCAP Frontalanpralltest nach [10, 11]

Anders als bei den Gesetzgebortests, bei denen Grenzwerte zum Bestehen eingehalten werden müssen, unterscheidet NCAP mit einem Punktesystem, wie gut oder schlecht diese Werte erreicht werden. Für die Berechnung der Punkte wird ein gleitendes Punktesystem verwendet. Dabei gibt es für jeden Parameter eine hohe und eine niedrige Leistungsgrenze. Wird die hohe Leistungsgrenze erreicht, werden vier Punkte vergeben, wird die niedrige Leistungsgrenze nicht erreicht, werden keine Punkte vergeben. Liegt ein Wert zwischen beiden Grenzen, wird die Punktezahl durch lineare Interpolation berechnet. Für Kriterien, die sich auf Körperregionen mit hohem Verletzungsrisiko beziehen, werden Kappungsgrenzen eingeführt. Das Überschreiten dieser führt zum Verlust aller Punkte für die Tests. Die Aufgabe des Dummys ist es, Beschleunigen, Kräfte und Verschiebungen in Abhängigkeit der Zeit aufzuzeichnen und zu speichern. Für den Fahrer-Dummy sind, in diesem Beispiel für den THOR 50M, die in der Tabelle 1 angegebenen Grenzwerte vorgegeben. Messwerte können direkt mit den Grenzwerten verglichen werden, wie zum Beispiel die axiale Femurlängskraft. Andere Messwerte, wie die Kopfbeschleunigung, werden durch die

Vorgabe von Verletzungs- und Schutzkriterien berechnet. Für den Kopf ist das Kopfverletzungskriterium HIC_{15} (Head Injury Criteria) definiert. [10–13]

Tabelle 1: Euro NCAP Grenzwerte für THOR-50M nach [11, 13]

Körper-region	Verletzungs- und Schutzkriterien	hohe Leistungsgrenze	niedrige Leistungsgrenze	Verlust aller Punkte	Messaufgabe des Dummys
Kopf	HIC_{15}	500	700	700	Zeitabhängige
	$a_{3\text{ ms}}$	72 g	80 g	80 g	Beschleunigung
Hals	Extensionsmoment M_y	72 Nm	80 Nm	80 Nm	Moment und
	Zugkraft F_z	2,7 kN	3,3 kN	3,3 kN	Kraft
	Scherkraft F_x	1,9 kN	3,1 kN	3,1 kN	
Brust	Eindrückung $R_{\max}$	35 mm	60 mm	60 mm	Wegstrecke
Abdomen	Eindrückung	-	88 mm	-	Wegstrecke
Becken	Acetabelum-Kompressionskraft	3,28 kN	4,1 kN	-	Kraft
Femur	Axialkraft	3,8 kN	9,07 _(0 ms)	-	Zeitabhängige Kraft
			7,56 _(10 ms)		
Knie	Verschiebung	6 mm	15 mm	-	Wegstrecke
Tibia	Tibia Index	0,4	1,3	-	Beschleunigung und Kraft
	Axialkraft	2 kN	8 kN	-	
Fuß	Verschiebung	100 mm	200 mm	-	Wegstrecke

2.1.2 Modellübersicht

Neben den bereits erwähnten Dummys für Frontalanpralltests sind weitere Modelle für Seiten- und Heckanpralltests bekannt. Kinder-Dummys sind in unterschiedlichen Größen und Varianten erhältlich. Die Abbildung 2 zeigt einen Überblick der aktuell verfügbaren Modelle für die Fahrzeugsicherheit. Sehr oft existieren von einer Dummy-Entwicklung viele unterschiedliche Versionen, welche sich in der Größe anhand der Perzentilangabe oder des Alters unterscheiden lassen. Es sind ausschließlich komplette Dummy Modelle aufgelistet und keine einzelnen Körperteil-Dummys oder Impaktoren erwähnt. Auch werden Ballast-Dummys hier nicht berücksichtigt. Zusätzlich dazu existieren weitere Dummy-Entwicklungen für spezifische Crash-Szenarien und Problemstellungen, siehe Abbildung 3.

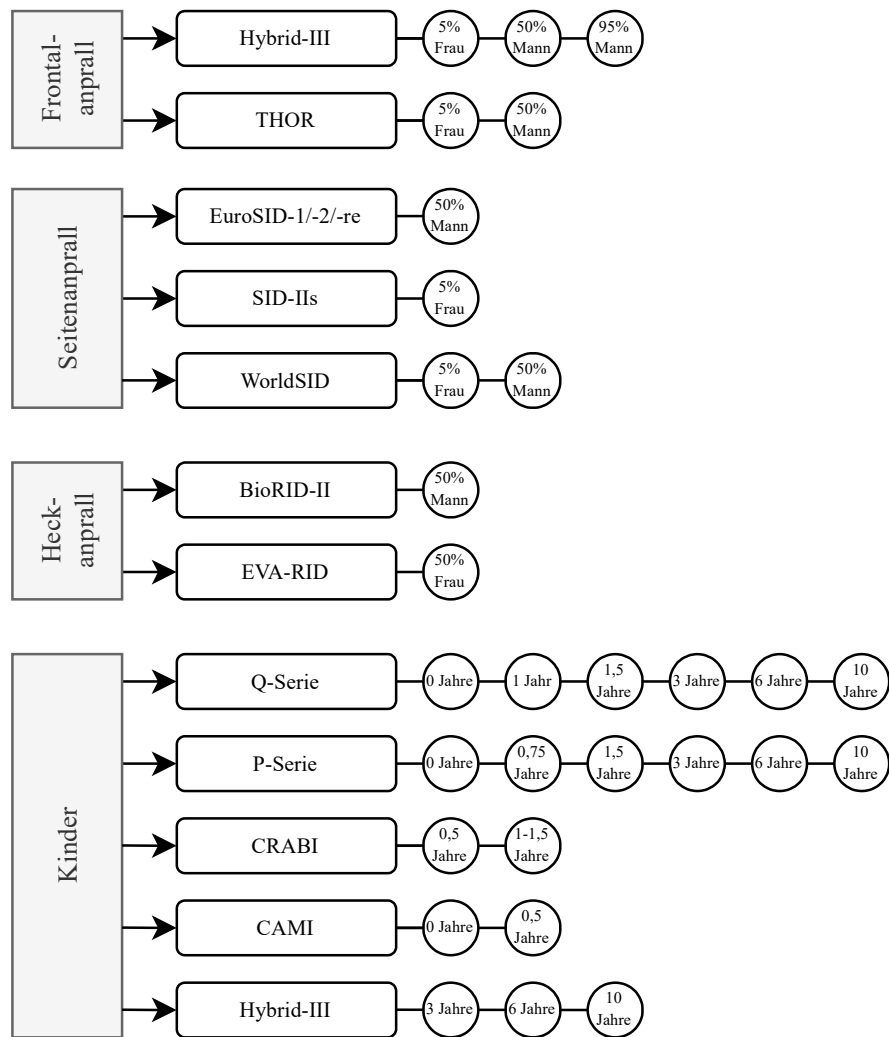


Abbildung 2: Dummy-Modelle der Fahrzeugsicherheit nach [14]

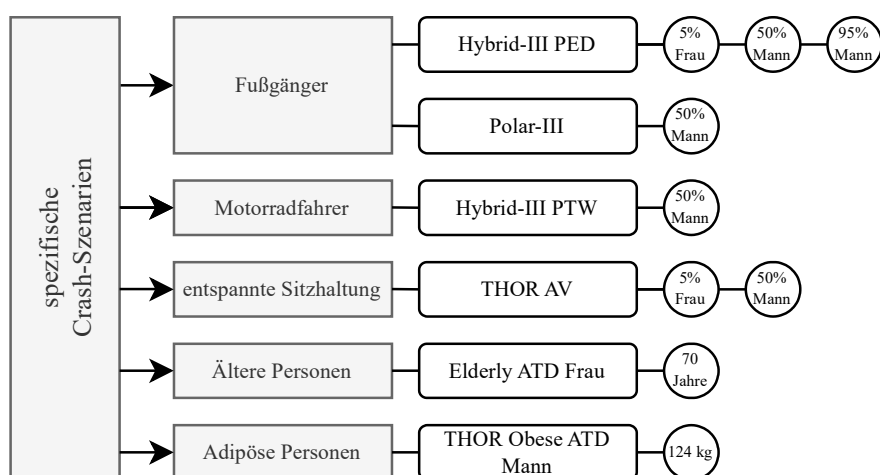


Abbildung 3: Dummy-Modelle für spezifische Crash-Szenarien nach [14]

Aus der Gruppe der spezifischen Crash-Szenarien ist kein Dummy Bestandteil eines standardisierten Testverfahrens. Komplexe Testaufbauten, wie die für Fußgänger-

oder Motorradunfälle, lassen sich nur sehr schwer reproduzierbar durchführen. Dummies für neuartige Sitzkonzepte und Dummies für ältere und übergewichtige Personen, welche im aktuellen Unfallgeschehen häufiger zu erkennen sind, werden eventuell in Zukunft in standardisierte Testverfahren aufgenommen. [14]

Die Verwendung und Entwicklung von Dummies wird stetig angepasst, um den sich ändernden Anforderungen und den neuesten Erkenntnissen in der Sicherheitsforschung gerecht zu werden. Dieser Prozess ist sehr zeitaufwendig und kann bis zu 20 Jahre dauern [5]. Ein weltweiter Einsatz ist dabei stark davon abhängig, ob Gesetzgeber oder Verbraucherschutzorganisationen neue Testverfahren erstellen und die Verwendung mit neuen Dummies vorsehen. Aktuell verwendete und zukünftig geplante Dummies sind im Anhang A.2 in Abhängigkeit der länderspezifischen Gesetzgeber- und Verbraucherschutztests dargestellt.

2.1.3 Aufbau und Funktion

Der THOR-Dummy (Test device for Human Occupant Restraint), siehe Abbildung 4 a, stellt das derzeit fortschrittlichste Dummy-Modell für den Frontalanpralltest dar und ist vom prinzipiellen Aufbau und der Funktion mit Dummies für gesetzlich vorgeschriebene Crashversuche vergleichbar. [2]

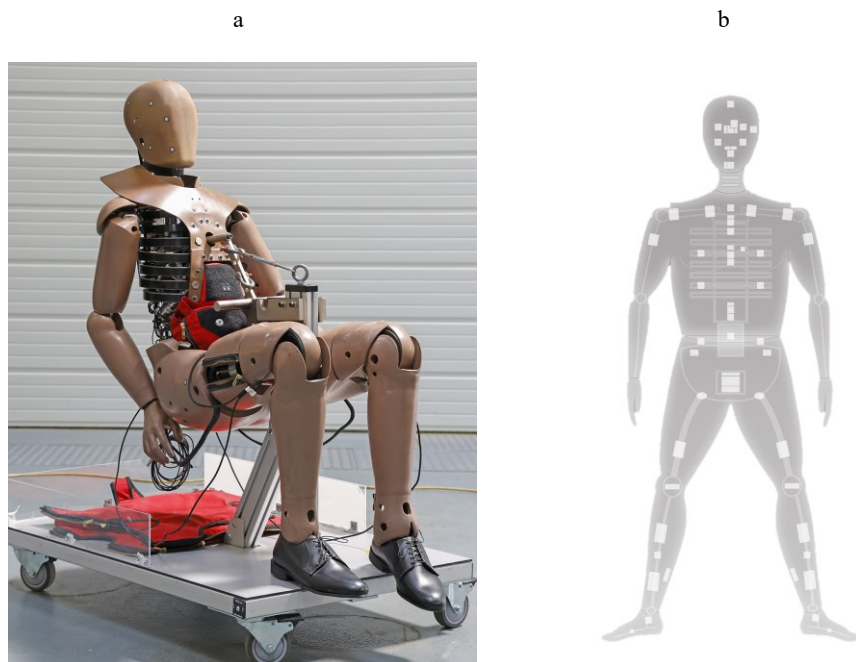


Abbildung 4: a) Crashtest-Dummy THOR (Test device for Human Occupant Restraint) [15], b) Symbolischer Überblick verbauter Sensoren und Sensorpakete nach [6]

Der THOR-Dummy wird in der Ausführung 50M (50. Perzentil, männlich) für die Beschreibung dieses Unterabschnittes 2.1.3 verwendet. Die Größe, die Proportionen, die Masse und die Massenverteilung orientiert sich am 50. Perzentil männlicher Erwachsener. Das Grundgerüst (Tiefenschicht) besteht überwiegend aus metallischen Bauteilen, welche miteinander verschraubt werden und an bestimmten Stellen durch mechanische Gelenke beweglich verbunden sind. [2, 16, 17]

In der Tiefenschicht ist die Messtechnik mit Sensoren, Datenübertragungskomponenten, Datenverarbeitung und -speicherung fest montiert, siehe Abbildung 4 b. Diese Instrumentierung richtet sich nach dem Anforderungsprofil des durchzuführenden Tests und nach Richtlinien von z. B. NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) und NCAP. Das Weichteilgewebe ist aus Kunststoffschaum nachempfunden und mit einer Vinylhaut überzogen. Diese Haut ist teilweise abnehmbar und nach Körperteilen und Regionen unterteilt. [2, 16, 17]

Der Kopf des THOR-50M besteht aus einem zweigeteilten Aluminiumgusschädel mit zwei Schädelfedern. Der Hals besteht aus segmentierten Gummi- und Aluminiumkomponenten mit einem zentral geführten Kabel und zwei außen liegenden Drahtseilen mit einer Verbindung zu den Federn im Schädel. An diesen Stellen besteht die Möglichkeit dreiaxiale Sensoren für die Kopfbeschleunigung und die Winkelmessung zu integrieren. Zusätzlich können fünf einachsige Kraftsensoren für Augen, Wangen und Kinn am Kopf integriert werden. In den Bereichen des oberen und unteren Halses werden sechsaachsig Sensoren für Kraft- und Momentenmessungen sowie ein Hals-Drehpotentiometer verbaut. Die Schädelfedern können jeweils mit einachsigen Kraftsensoren versehen werden. [2, 16, 17]

Der Brustkorb wird aus sieben elliptischen Rippenpaaren geformt, welche aus Stahl und Polymerwerkstoffen gefertigt sind. Diese sind am hinteren Teil mit der Wirbelsäule verschraubt, welche aus mehreren Aluminiumblöcken verbunden mit zwei Gummielementen besteht. Am vorderen Ende der Rippen wird ein gummiartiges Lätzchen zur gemeinsamen Verbindung verschraubt. In diesem Bauteilbereich, inklusive des Bauchraums, sind sechs IR-TRACC¹-Sensoren vorgesehen, welche jeweils eine Wegstrecke und zwei Winkelangaben messen. Des Weiteren kann an der Wirbelsäule verteilt eine Vielzahl von Sensoren integriert werden, welche

¹ Infra-Red Telescoping Rod for the Assessment of Chest Compression

Beschleunigung, Winkel, Kraft und Moment messen. Zwei gekrümmte Aluminiumzylinderbauteile verbinden den Thorax mit den Schulterbauteilen als Schlüsselbein. Hier sind vierachsige Kraftmesssensoren vorgesehen. An den Guss Schulterblättern sind jeweils zwei einachsige Drehgelenke für die Montage der Arme implementiert. Diese sollen ein Kugelgelenk darstellen und können jeweils mit sechsachsigen Sensoren für Kraft und Moment bestückt werden. Sie bestehen aus verschraubten Aluminiumzylindern mit umliegenden Weichteilbestandteilen. [2, 16, 17]

Das aus Aluminiumguss gefertigte Becken wird fest mit der Wirbelsäule verschraubt. Es beinhaltet zwei Kugelgelenke für die Anbindung der Beine. Jedoch ist die sitzende Position der im Becken befindenden Gelenke durch das umliegende Weichteilbauteil fest vorgegeben. Das Becken kann mit einem sechsachsigen Sensor für Beschleunigungs- und Winkelmessungen ausgestattet werden und mit Kraft- und Momentsensoren im Bereich der Hüftpfanne und des Beckenflügels ergänzt werden. Die Beine sind ähnlich den Armen aufgebaut und für die Instrumentalisierung für Faden-Potentiometer im Knie und Drehpotentiometer im Sprunggelenk vorgesehen. Ferner kann die Oberschenkelbelastung mit sechsachsigen Kraft- und Momentsensoren bestimmt werden. Sensoren für die Schienbeinkraft und -beschleunigung sind im Unterschenkel möglich. Ober- und Unterschenkel sind durch ein einachsiges Drehgelenk miteinander verbunden. Der Fuß ist als Schuh konstruiert und mit zwei einachsigen Drehgelenken am Unterschenkel in Verbindung mit einem Drahtseil und einer Feder verschraubt. An dieser Stelle ist die Messung der Fußbeschleunigung und der Kraft der Achillessehne vorgesehen. Die Quelle [17] zeigt detaillierte Einzelteil- und Baugruppenzeichnungen zum besseren Verständnis. [2, 16, 17]

Um die **Funktion** messtechnischer Crashtest-Dummys zu beschreiben, wird der prinzipielle Ablauf der Testverfahren in der Abbildung 5 veranschaulicht. Vor einem Crashtest sind unterschiedliche Vorbereitungen zu treffen. Gemäß Unterabschnitt 2.1.2 ist der geeignete Dummy in Bezug auf die Craschanforderung und deren Lastrichtung zu wählen und mit den benötigten Sensoren auszustatten. Danach folgt ein Qualifizierungs- und Kalibrierungsprozess. Dieser stellt sicher, dass alle Komponenten des Dummys ordnungsgemäß funktionieren. Komponenten und Sensoren werden überprüft und hinsichtlich der Performance untersucht und mit dem Soll-Zustand abgeglichen. Es gilt sicherzustellen, dass keine Verschlechterungen durch vorangegangene Crashtests vorhanden sind, damit wiederholbare und reproduzierbare Messergebnisse möglich sind. Die Häufigkeit von Qualifizierungen wird in der Regel

von der Anwendung und den Vorgaben der Zulassungstests oder Verbrauchtests vorgeschrieben. [18]

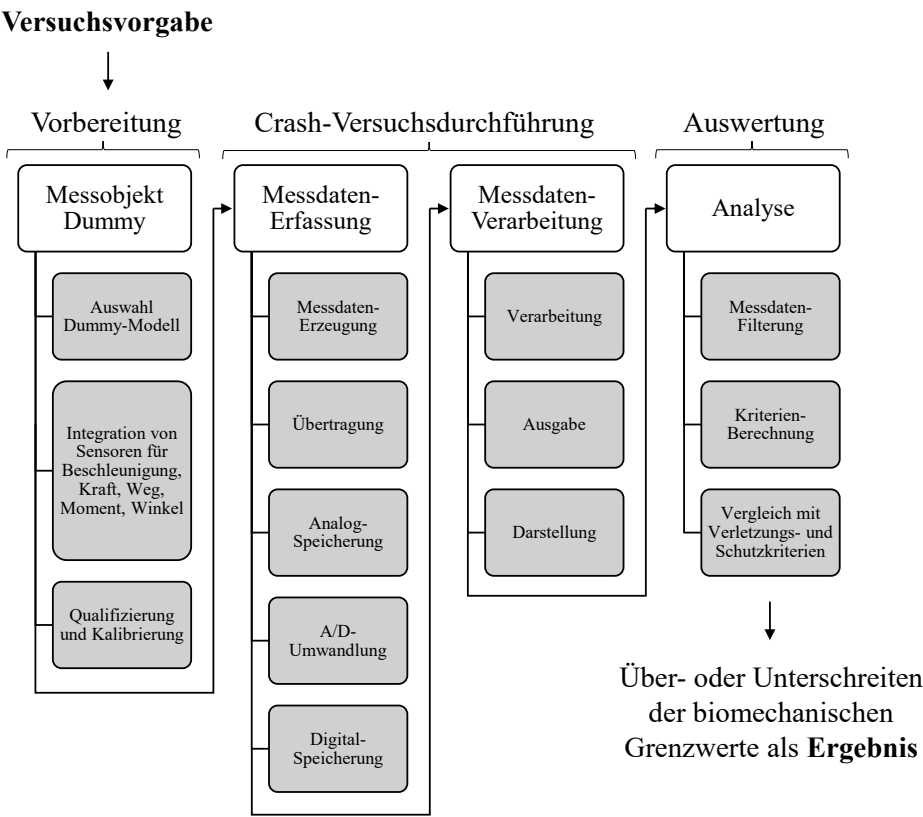


Abbildung 5: Ablauf eines standardisierten Testverfahrens nach [2]

Die Leistungsspezifikationen wurden im Rahmen einer Studie für Wiederhol- und Reproduzierbarkeit mit fünf THOR-50M Dummys in unterschiedlichen Laboren ermittelt. Der Umfang dieser Spezifikationen ist in der Tabelle 2 mit empfohlener Abarbeitungsreihenfolge zu erkennen. Zuerst sind Komponententests einzelner Körperregionen gefordert und mit folgender Komplettmontage auch Tests am gesamten Dummy. [18]

Tabelle 2: Umfang einer Leistungsspezifikation des THOR-50M Qualifizierungsprozesses nach [16, 18]

A Komponententests			B Ganzkörpertests		
1	Nacken Torsion	links, rechts	1	Gesicht	
2	Nacken Flexion		2	Kopf	
3	Nacken Extension		3	oberer Thorax	
4	Nacken Lateral	links, rechts	4	untere Thorax	links, rechts
5	Knie	links, rechts	5	Abdomen	
6	Knöchel Inversion	links, rechts	6	oberes Bein	links, rechts
7	Knöchel Eversion	links, rechts			
8	Fußballen	links, rechts			
9	Ferse	links, rechts			

Der Kopfkalibrierungstest B2 (Tabelle 2) wird exemplarisch näher ausgeführt. Hierbei handelt es sich um einen Pendelschlagversuch mit einer Masse von $23,36 \pm 0,02$ kg und einer Prüfgeschwindigkeit von $2 \pm 0,05$ m/s, siehe Abbildung 6 a. Die messtechnische Instrumentalisierung, die Laborumgebung sowie die Position von Dummy und Pendel ist in der Quelle [18] vorgegeben. Die Positionen werden händisch mit entsprechenden Messmitteln eingestellt, siehe Abbildung 6 b. Während des Tests wird die Kopfbeschleunigung in drei Achsen, die Kraft am Prüfkopf des Pendels und die Kollisionsgeschwindigkeit gemessen und aufgezeichnet. [18]

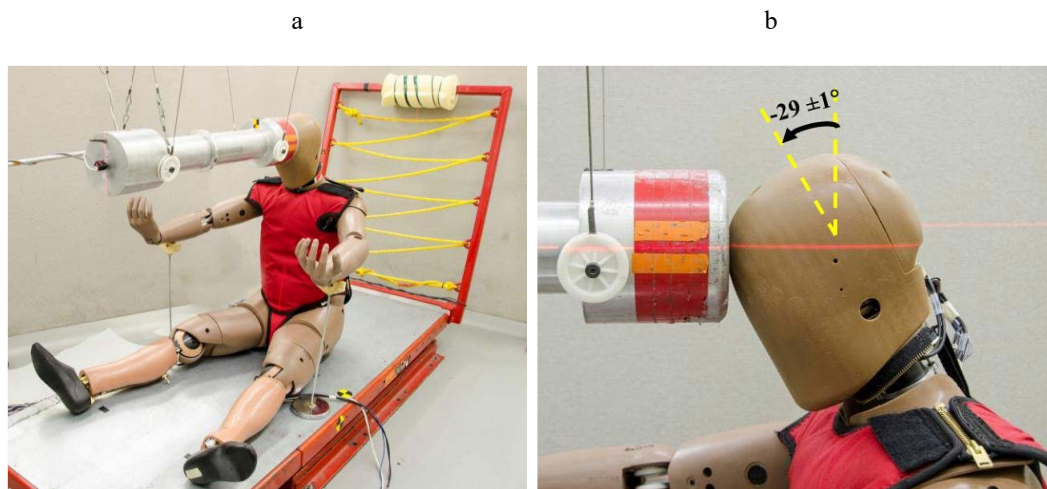


Abbildung 6: a) Versuchsaufbau Kopfqualifikationsprüfung, b) Ausrichtung des Schlagkörpers [18]

Die Ergebnisse werden anschließend nach SAE J211 [19] offsetkorrigiert und entsprechend CFC¹ 180 oder CFC 1000 gefiltert. Mit der Berechnung der resultierenden Beschleunigungskraft des Kopfes können die Werte nun mit dem Spezifikationsbereich verglichen werden. Die resultierende Spitzenbeschleunigung im Dummy-Kopf muss im Bereich zwischen 109,6 g und 124,2 g liegen und die Kraft am Prüfkopf muss sich im Bereich zwischen 5.362 N und 5.972 N befinden. Wird dieser Test wiederholt, ist eine Pause von mindestens 60 min zum Entspannen der Materialien vorgesehen. Sind alle Qualifizierungs- und Kalibrierungstest abgeschlossen, mit Ergebnissen innerhalb der vorgeschriebenen Korridore, kann der Dummy für einen Crashtest verwendet werden. [18]

Aus dem Abschnitt des Aufbaus von Dummies geht hervor, dass der Fokus auf der stabilen und sicheren Integration von möglichst vielen Sensoren am massiven Dummy-Skelett liegt. Diese Priorität der Konstruktion spiegelt sich auch in der Aufgabe von Dummies während eines Versuches wider: Messdatenerfassung

¹ Chanel Frequency Class

und -verarbeitung. Im Fokus steht die vielseitige Messung, der auf den Dummy wirkenden Belastungen. Diese Messdaten werden weiterverarbeitet und in digitale Signale umgewandelt und gespeichert. Des Weiteren werden die Daten numerisch verarbeitet und für die Ausgabe im Speicher bereitgestellt. [2]

Nach einem Versuch folgen die Auswertung und die Analyse. Die gewonnenen Messwerte werden gefiltert, um Störsignale zu minimieren. Eine einheitliche Filterung der Ergebnisse ist in Abhängigkeit von den standardisierten Testverfahren erforderlich. Für Crashtest-Dummys sind diese in der Regel CFC 180, CFC 600 und CFC 1000 der Kanal-Frequenz-Klasse nach SAE¹ J211 [19]. Der zulässige Bereich ist definiert, in dem sich das Amplitudenspektrum der Sensoren befinden muss. Nun können mit den gefilterten Daten die vorgegebenen Verletzungs- und Schutzkriterien berechnet und mit den Vorgaben verglichen werden. [2, 20]

Es ist erkennbar, dass Crashtest-Dummys einer Bauart für standardisierte Testverfahren verwendet werden, um physikalische Zustandsgrößen aufzuzeichnen. Mit der Kalibrierung der Sensoren und einem einheitlichen Qualifikationsprozess sind wiederholbare Versuche gewährleistet und reproduzierbare physikalische Größen können aufgezeichnet werden. Wird der biomechanische Grenzwert der jeweiligen Verletzungs- und Schutzkriterien unterschritten, gilt der Test als bestanden. Durch die Vielzahl an Dummy-Entwicklungen, vgl. Abbildung 2, die teilweise für gleiche Testszenarien konstruiert wurden, ist zu beachten, dass die gewonnenen Messergebnisse nur bedingt vergleichbar sind. Die Verletzungs- und Schutzkriterien sind dummyspezifisch, wodurch eine Skalierung nötig ist und nur ein bedingter Vergleich zulässig ist. Jedoch ist festzuhalten, dass ein entwickelter Dummy nur für die vorgesehene Lastrichtung und die dazugehörigen Belastungskriterien verwendet werden darf. [2]

2.2 Verletzungs- und Schutzkriterien

Die am Dummy gemessenen physikalischen Größen (Kraft oder Beschleunigung) werden mit dem erwarteten Risiko, eine bestimmte Verletzung zu erleiden, verknüpft. Dazu dienen die **Verletzungskriterien**, mit denen es möglich ist, die Größe von Belastungen an bestimmten Körperregionen zu beurteilen. Vereinfacht ausgedrückt

¹ Society of Automotive Engineers

wird eine Belastung als Grenzwert definiert, welche sich mit physikalischen Größen beschreiben lässt. Wird dieser Wert überschritten, kann mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit eine Verletzung erwartet werden. Hergeleitet werden diese Kriterien mit empirischen und experimentellen Studien. Die schlechte Datenlage verletzungsinduzierter Experimente am lebenden Körper schränkt diesen wesentlichen Schritt ein [2]. Gründe dafür sind moralischer und ethischer Art, die es unterbinden, Untersuchungen mit hoher Belastung an Menschen durchzuführen. Es bleibt lediglich die Extrapolation von Studien mit Probanden geringer Belastung übrig. [2, 20, 21]

Leichenversuche (auch PMHS – „Post-Mortem Human Subjects“ oder PMTO – „Post Mortem Test Object“ genannt) werden durchgeführt, um ebenfalls Grenzwerte zu definieren. Dabei gibt es neben den ethischen Bedenken weitere Einschränkungen. Dazu gehören keine physiologischen Reaktionen, keine vorhandene Muskelspannung und wenig repräsentative Ergebnisse. Die Verknüpfung von Leichenversuchen mit physikalischen Größen wird auch als **Schutzkriterium** beschrieben. Die Kriterien gelten als erfüllt, wenn eine Durchschnittsperson (50. Perzentil) innerhalb dieser Belastungssituation keine Verletzung erfährt. Mithilfe von Risikofunktionen wird die Wahrscheinlichkeit, eine Verletzung zu erleiden, miteinander verknüpft. Verletzungsrisikofunktionen werden im nächsten Abschnitt näher betrachtet. Es gilt zu beachten, dass in der Literatur nicht immer klar zwischen Verletzungs- und Schutzkriterium unterschieden wird. Eine weitere Bezeichnung in der Anwendung dieser Kriterien ist unter dem Namen „Belastungskriterium“ bekannt. Im englischsprachigen Raum werden diese auch als IARVs (Injury Assessment Reference Values) bezeichnet. Dummy- und testspezifische Beispielkriterien sind in der Tabelle 1 zu finden. [2, 20, 21]

Das bereits erwähnte und international bekannte Kopfbelastungs-Kriterium HIC (Head Injury Criteria), vgl. Unterabschnitt 2.1.1, beschreibt die Belastung in der Körperregion des Kopfes. Versace [22] entwickelte dieses Kriterium als Maß für messbare Beschleunigungen in Dummy-Köpfen. Es basiert auf den Erkenntnissen von Gadd [23] und Zusammenhängen der WSTC (Wayne State Tolerance Curve), die im Abschnitt 2.3 beschrieben wird. Das Kopfbelastungs-Kriterium wird aus der resultierenden Kopfbeschleunigung mit der Formel 2.1 berechnet. [2, 24]

$$HIC = \max \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2,5} (t_2 - t_1) \quad (2.1)$$

Dabei steht $a(t)$ für die resultierende Kopfbeschleunigung, t_1 für den Beginn des Zeitintervalls und t_2 für das Ende der Aufzeichnung, die den Höchstwert für den HIC-Wert darstellt. Ist nun der berechnete Belastungswert geringer als der biomechanische Grenzwert des Verletzungskriteriums von 1000 bzw. 700, gilt der Versuch für diesen Körperbereich als erfüllt. Die Rotationsbeschleunigung wird für die Berechnung außer Acht gelassen. Im Anhang A.3 sind neben dem europäischen Äquivalent HPC (Head Protection Criteria), welches durch die UN R94 Regelung vorgeschrieben ist, weitere Verletzungs- und Schutzkriterien in Abhängigkeit der Körperregion aufgelistet. [2, 24]

2.3 Prognose der Verletzungsschwere

Die Prognose der Verletzungsschwere zeigt den Zusammenhang zwischen der Verletzungswahrscheinlichkeit und dem Schutzkriterium. Dafür werden Leichenversuche (PMHS-Tests) verwendet. Für den Kopf ist ein mechanisches Verhalten für Kraft und Beschleunigung durch PMHS-Tests bekannt [25–27]. Die Versuchsbedingungen zeigen, dass die Beschleunigungssensoren dieser Tests nicht im Schwerpunkt der Leichen angebracht werden konnten. Durch die Messung der Rotationsbeschleunigung kann die Beschleunigung im Schwerpunkt berechnet werden, allerdings ist die exakte Massenverteilung des Kopfes nicht bekannt. Ferner ist der menschliche Kopf kein Starrkörper. Dennoch wurden Untersuchungen an der Wayne State University (USA) unternommen, um den Zusammenhang der translatorischen, anteroposterior¹ wirkende Kopfbeschleunigung in Abhängigkeit der Wirkdauer mit der Verletzungstoleranz in Verbindung zu bringen. Das Ergebnis ist die Wayne State Tolerance Curve (**WSTC**), welche aus der Kombination von Leichenversuchen, Tierversuchen und Freiwilligentest für den menschlichen Kopf erstellt wurde, siehe Abbildung 7. [2, 28, 29]

¹ von vorn nach hinten

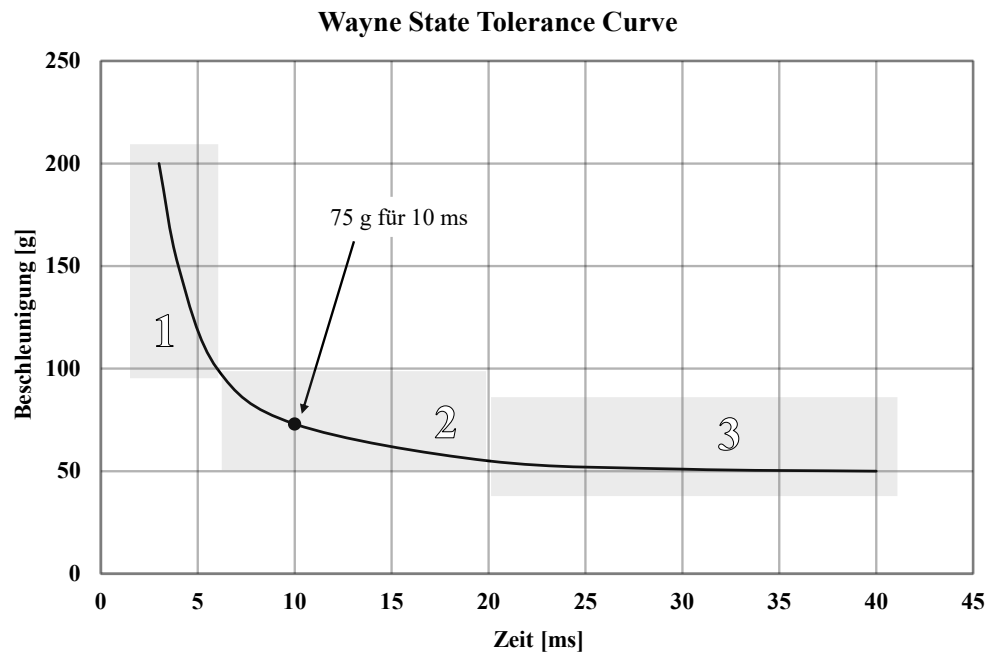


Abbildung 7: Die menschliche Toleranz in Bezug auf den Kopf-Stirnaufprall in Form der tolerierbaren Dauer eines bestimmten Beschleunigungsniveaus (WSTC) nach [30]

Liegt eine Belastungskombination aus Zeit und Beschleunigung oberhalb der Kurve, geht man von einer Überschreitung der Verletzungstoleranz aus, welche schwere und irreversible Kopfverletzungen entsprechen soll. Reversible Verletzungen innerhalb der Belastungsgrenzen (also unterhalb der Kurve) werden dabei nicht vollständig ausgeschlossen. [2, 28, 29]

Die WSTC setzt sich aus drei Wertebereichen zusammen, siehe Nr. 1-3, Abbildung 7. Die Daten des ersten Bereichs mit einer Pulsdauer von 2 bis 6 ms wurde durch Fallversuche an Leichen ermittelt. Die Grenzwertdokumentation erfolgte dabei mit der gemessenen Beschleunigung am Hinterkopf bei erkennbaren Schädelfrakturen. Im Bereich Nr. 2, mit einer Wirkdauer von 6 bis 20 ms, stammen die ermittelten Werte aus Tier- und Leichenversuchen. In einer Anprallversuchsart wurde die Beschleunigung des Schädels bei pathologischen Veränderungen aufgezeichnet. Die Daten des dritten Bereichs wurden aus Schlittenversuchen mit Freiwilligen ab einer Belastungsdauer von 20 ms ermittelt. Dabei wurde die Beschleunigung des ganzen Körpers (ohne einen Kopfanprall) mit Gehirnerschütterungen und dem Bewusstseinsverlust in Korrelation gebracht. Es ist ersichtlich, dass der Kopf mit kleinerer Pulsdauer eine größere Beschleunigung verträgt. Für die Anwendung der gesamten Kurve muss jedoch beachtet werden, dass es Unterschiede in den Messungsmethoden, der Versuchsart und der ermittelten Verletzungsarten gibt. Die WSTC aus Beschleunigung und Zeit liefert ebenfalls den Zusammenhang, mit der die

HIC-Berechnungsgleichung (Formel 2.1) mit den dazugehörigen Grenzwerten erstellt wurde. Schädelfrakturen korrelieren beim Menschen häufig mit begleitender Gehirnerschütterung. Deshalb geht Gurdjian et. al. [28, 29] davon aus, dass diese Funktion auch auf Gehirnverletzungen schließen lässt. [2, 21]

Die Verletzungsschwere zu einem Schutzkriterium wird durch Risikofunktionen bewertet, die eine Wahrscheinlichkeit, Verletzungen zu erfahren, mit den gemessenen oder berechneten mechanischen Größen verknüpft. Durch die Verwendung statistischer Techniken, wie zum Beispiel der kumulativen Häufigkeitsverteilung, der Weibull-Verteilung oder der logarithmischen Normalverteilung, werden diese Funktionen mit weiteren experimentellen Laborversuchen von Probanden, Tieren oder Leichen zusammen mit Daten aus Unfallstatistiken erstellt. [2, 21]

Mit der Verletzungsrisikofunktion für Kopffrakturen in Abhängigkeit des HIC-Wertes nach Hertz [31], kann die Wahrscheinlichkeit p bestimmt werden, eine Schädelfraktur zu erleiden. In diesem Beispiel beschränkt sich die Wahrscheinlichkeit auf mäßige bis maximale tödliche Verletzungen. Diese Definition wird auch als $\text{AIS} \geq 2$ bezeichnet, siehe Abbildung 8.

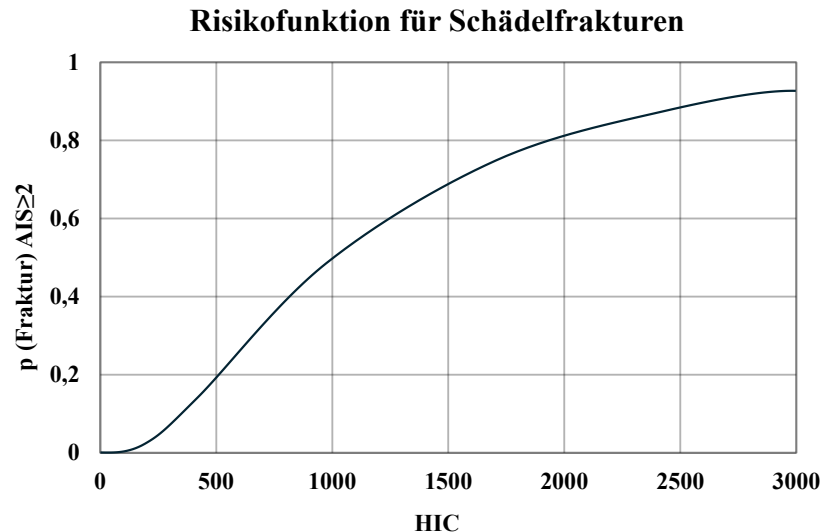


Abbildung 8: Risikofunktion für HIC in Abhängigkeit der Wahrscheinlichkeit einer Schädelfrakturverletzung $\text{AIS} \geq 2$ nach [31]

AIS steht dabei für den Abbreviated Injury Scale, ein entwickelter Verletzungsindex für menschliche Verletzungen im Straßenverkehr basierend auf medizinischen Diagnosen. Die Skala, siehe Tabelle 3, klassifiziert die Schwere von Verletzungen grundsätzlich von unverletzt 0 bis maximal 6 (nicht überlebbar) zur Anwendung im Straßenverkehr. Für jede einzelne, zeitunabhängige Verletzung jeder Körperregion

gibt es einen AIS-Code. Für die gesamte Beschreibung der Verletzungsschwere einer Person mit mehreren Einzelverletzungen, wird der MAIS definiert. Dieser nimmt den Wert des höchsten AIS-Codes aller Verletzungen an. [32]

Tabelle 3: Schweregradeinteilung der AIS nach [32]

AIS-Grad	Wertung der Verletzung
1	Geringgradig
2	Mäßig
3	Schwer
4	Bedeutend (Überleben wahrscheinlich)
5	Kritisch (Überleben unsicher)
6	Maximal (nicht Überlebbar)
9	Verletzung und deren Schwere unbekannt

Somit lässt sich mithilfe von Verletzungsindizes die Schwere einer Verletzung definieren und durch Risikofunktionen, verknüpfter Verletzungs- und Schutzkriterien, mit physikalischen Größen in Bezug bringen. Diese können mit einem sensorbasierten Crashtest-Dummy ermittelt und verglichen werden.

Ein Beispiel einer Einzelverletzung aus dem Verletzungsindex ist die AISG05 150408.4 [33]. Eine Kopfverletzung mit einem Schweregrad, der als bedeutende Verletzung eingestuft wird, die jedoch überlebt werden kann. Die Aufschlüsselung des Codes, vgl. Abbildung 9, lässt erkennen, dass es sich hier um eine massive Schädeldachfraktur handelt bei der ein großes Areal (>2 cm) gebrochen und eingedrückt ist. [33]

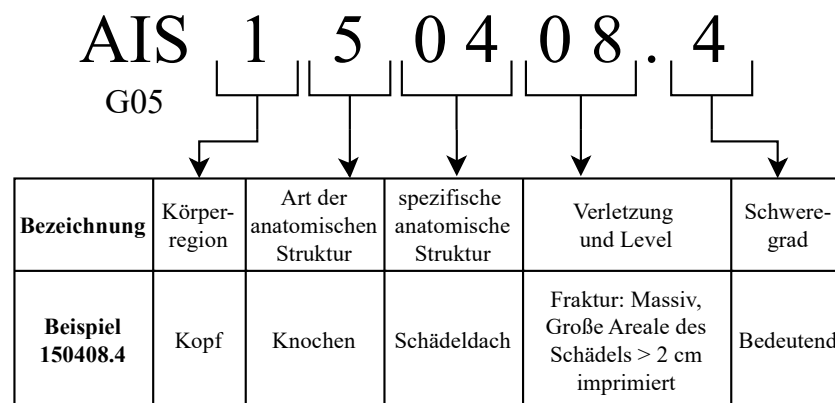


Abbildung 9: AISG05 Code Nummerierung nach [33]

2.4 Verletzungsmechanismen

Der tatsächliche Verletzungsentstehungsprozess ist in der Realität weitaus komplexer, vielfältiger und lässt sich nur begrenzt mit physikalischen Größen und Risikofunktionen beschreiben. Dies lässt sich am Beispiel von Kopfverletzungen gut erkennen. Die zugrunde liegenden Mechanismen sind in der Abbildung 10 a übersichtlich dargestellt. Bei Unfällen im Straßenverkehr sind vorwiegend dynamische Lastfälle aufzufinden. Hierbei wird zwischen Belastungen mit und ohne Kopfanprall unterschieden.

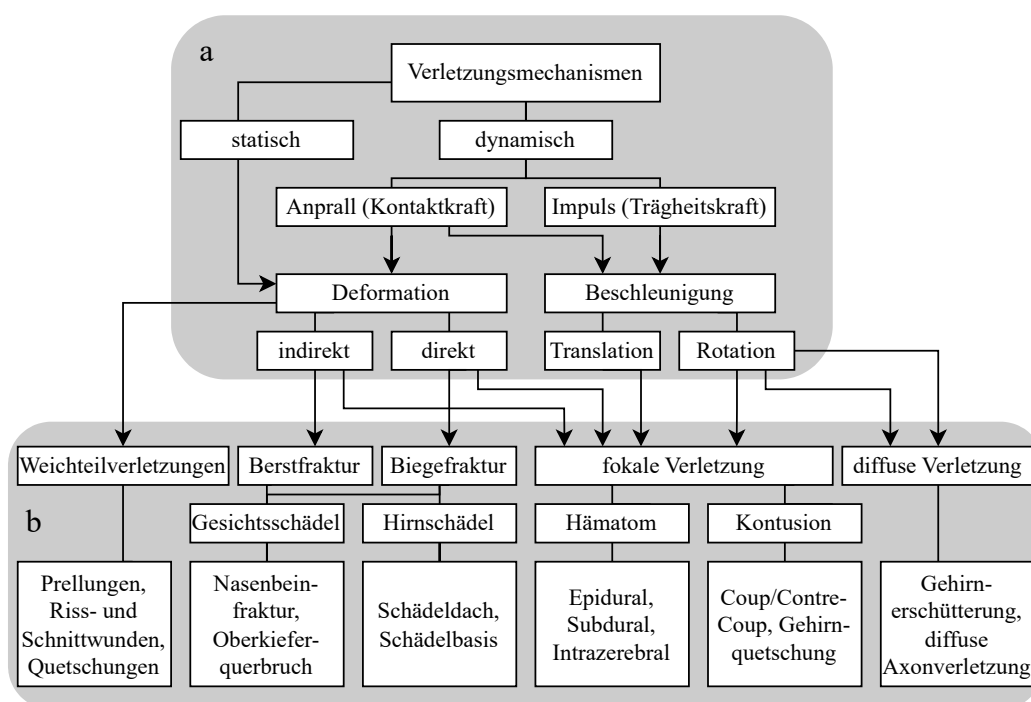


Abbildung 10: a) Verletzungsmechanismen des Kopfes, b) Mögliche Kopfverletzungen nach [2]

Ein Anprall führt zur Verformung, welche sich in einer direkten oder indirekten Fraktur widerspiegelt. Direkte Frakturen zeigen sich in der Regel nahe der Anprallstelle als Biegefraktur. Indirekte Frakturen werden durch die Richtung des einwirkenden Kraftvektors bestimmt und sind als Berstungsfrakturen sichtbar. Die Aufprallgeometrie kann das Bruchverhalten beeinflussen. Zusätzlich ist das Auftreten von Gehirnverletzungen (epidurale¹ Hämatome oder Kontusionen) durch die Deformation, selbst ohne Fraktur, möglich, siehe Abbildung 10 b. Durch einen Anprall können auch Druckwellen entstehen und fokale² Hirnverletzungen

¹ akuter Bluterguss im Hirn

² von einem Fokus ausgehend

(Kontusionen, Hämatomen und Läsionen) hervorrufen. Ein subdurales¹ Hämatom ist beispielsweise das Ergebnis einer großen Relativbewegung zwischen Gehirnoberfläche und der inneren Schädeldecke bei einem Kopfanprall. [2]

Eine Kopfbelastung ohne Anprall entsteht ausschließlich durch die Trägheitskräfte. Fokale Gehirnverletzungen werden durch translatorische und/oder rotatorische Beschleunigungen hervorgerufen. Diffuse² Gehirnverletzungen (z. B. Gehirnerschütterungen, diffuse Axonverletzung³) entstehen ausschließlich aus rotatorischen Beschleunigungsbelastungen. Somit zeigt sich, dass die schweren bis tödlichen Kopfverletzungen nicht ausschließlich durch die Beschleunigung entstehen. Schwere fokale Verletzungen (epidurale, subdurale und intrazerebrale⁴ Hämatome) können auch durch den Deformationsmechanismus entstehen. [2]

Alle möglichen Kopfverletzungen infolge der beschriebenen Mechanismen sind in der Abbildung 10 b übersichtlich aufgelistet. Nun kann zur diagnostizierten Verletzung, der Verletzungsmechanismus bestimmt werden. Die aufgelisteten Schädel- und Gehirnverletzungen beschränken sich auf den Schweregrad AIS ≥ 3 .

Die aktuellen Testvorschriften des Euro NCAP sehen, unter Verwendung des THOR-Dummys im Bereich des Kopfes, die Messung der Beschleunigung vor (vgl. Tabelle 1). Mit diesen Messungen kann, unter Berücksichtigung der Verletzungsmechanismen, nur auf fokale und diffuse Verletzungen geschlossen werden, siehe Abbildung 10 rechter Bereich. Ferner gilt zu beachten, dass es zu fokalen Verletzungen kommen kann, die nicht durch die Beschleunigung verursacht werden. [13]

Die **Trauma-Biomechanik** erklärt die Komplexität und Vielfältigkeit dieser Verletzungsentstehung mit den Eigenschaften menschlichen biologischen Gewebes. Das Spannungs-Dehnungs-Verhalten bei festem Gewebe ist bei extremen Gewebeerformungen nichtlinear, durch den Gewebefaseranteil anisotrop und durch innere Reibung aufbauender Fasern viskoelastisch. Aktive Fasern, wie sie im Muskelgewebe vorkommen, haben zusätzlichen Einfluss auf das mechanische Verhalten im Körper. Weitere ausführliche Beschreibungen hinsichtlich biologischen Gewebes, auch hinsichtlich Körperflüssigkeiten, kann in Holzapfel et. al. [34]

¹ Einblutung zwischen zwei Hirnhäuten

² zerstreut

³ Schädelhirntrauma mit Gewebemerkmal

⁴ Ansammlungen von Blut im Innern des Schädels

entnommen werden. Für die Ermittlung biomechanischer Grenzwerte aus mechanischen Untersuchungen mit menschlichem Gewebe ist bekannt, dass die Ergebnisse oft mittels linearer Approximation stark vereinfacht werden. Um Parameter (bspw. E-Modul) zu bestimmen wird das Hooke'sche Gesetz angenommen. Da die Entstehung einer Verletzung in der Regel durch die Verformung über eine Belastungsgrenze hinaus entsteht, sind lineare Approximationen des Gewebeverhaltens nur bedingt geeignet. Vor dem Eintreten einer irreversiblen plastischen Verletzung, ist ein reversibles, nichtlineares und viskoelastisches Verformungsverhalten zu erkennen. [2, 34, 35]

2.5 Bestehende Herausforderungen der Dummy-Entwicklung

Durch die Recherche von Crashtes-Dummys und deren Messmethoden bis hin zu tatsächlichen Verletzungen, bezogen auf Verkehrsunfälle, lässt sich nun die prinzipielle Verknüpfung aller Teilschritte logisch aufzeigen, vgl. Abschnitt 2.1 bis 2.4. Die Abbildung 11 zeigt, wie die etablierte Herangehensweise der Fahrzeugsicherheitsforschung zwischen Verletzungsmechanismus und Crashtest-Dummys aufgestellt ist.

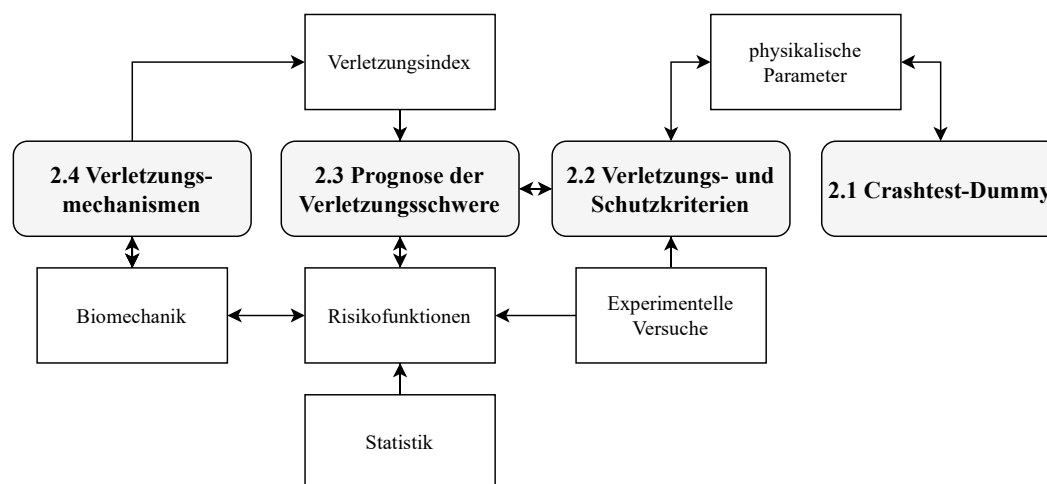


Abbildung 11: Prinzipielle Verknüpfung zwischen Verletzungsmechanismus und Crashtest-Dummy

Schwere und tödliche Verletzungen infolge eines Verkehrsunfalls werden durch die Trauma-Biomechanik vereinfacht mit mechanischen Parametern beschrieben. In Kombination mit Unfallstatistiken und experimentellen Versuchen von Probanden, Tieren und Leichen, werden diese Parameter mit mathematischen Methoden

weiterverarbeitet und als Risikofunktionen dargestellt, vgl. Abschnitt 2.3. Gleichzeitig werden aus den bekannten menschlichen Verletzungen Verletzungsindizes abgeleitet, wie es zum Beispiel aus dem AIS-Code bekannt ist. Damit ist es möglich, die Schwere von Verletzungen unabhängig zu klassifizieren. Die Prognose der Verletzungsschwere kann mit ihrer definierten Wahrscheinlichkeit zusammengefasst werden. Mit der Unterstützung weiterer experimenteller Versuche sind Verletzungs- und Schutzkriterien entstanden, welche aus physikalischen Zustandsgrößen definiert sind, die sich wiederum mit messtechnisch ausgestatteten Crashtest-Dummys aufzeichnen und vergleichen lassen. Die Verwendung dieses Ansatzes ist von der beinhaltenen Technik abhängig und wird dadurch stark beeinträchtigt, siehe Abschnitt 2.2.

Die aktuelle **Dummy-Nutzung** beschränkt sich auf die referenzierte Validierung mit entsprechendem Verletzungs- und Schutzkriterium in Abhängigkeit der Lastrichtung. Diese Einschränkung wird für Frontal-, Seiten- und Heckanpralltests angewendet. IIHS (Insurance Institute for Highway Safety, USA) hat damit begonnen, eine asymmetrische Überlappungskonfiguration (Overlap-Test) aufzustellen. In diesen Crashtests wirken die Belastungen auf die Dummys nicht nur translatorisch in Längsrichtung, sondern auch in Querrichtung und zusätzlich dazu rotatorisch. Für die Bewertung der Fahrzeugsicherheit und der Verletzungswahrscheinlichkeit kommen keine neuen Dummys und keine dazu abgestimmten Verletzungskriterien zum Einsatz. Es werden ATDs aus der Gruppe der Frontalkollision verwendet. [21, 36, 37]

Crashtest-Dummys werden innerhalb ihrer Klasse mit dem **Biofidelitätsrating** nach Rhule et al. [38] verglichen. Dabei wurden drei Seitenanprall-Dummys in unterschiedlichen Tests, mit den Reaktionen von Leichenversuchen verglichen. Das Rating lässt sich am besten als Hinweis auf die relative Biotreue zwischen verschiedenen Messtechnik-Dummys für ausgewählte Tests anwenden. Eine direkte Bewertung hin zur menschlichen Biofidelität während eines realen Fahrzeugunfalls ist mit der Verwendung referenzierter PMHS-Tests nur bedingt möglich. Angesichts des Aufbaus von messtechnisch ausgestatteten Crashtest-Dummys lässt sich erkennen, dass aufgrund der verwendeten Materialien, vgl. Unterabschnitt 2.1.3, nur eine geringe Übereinstimmung mit dem realen biologischen System „Mensch“ besteht. [39]

Aktuell existiert eine Vielzahl an Dummy-Typen für unterschiedliche und länderspezifische Tests. Diese sind in der Anschaffung und im Unterhalt sehr teuer. Zudem sind die Kalibrierungsroutinen und Reparaturarbeiten sehr zeitaufwendig. Für die

Automobilhersteller sind zusätzliche Dummy-Versionen mit weiteren zusätzlichen **Kosten** verbunden und dadurch nicht erwünscht. Eine neuartige Dummy-Art wird nur verwendet, wenn etablierte Testvorschriften oder Gesetze deren Einsatz vorschreiben.

Die Ergebnisse der **Biomechanik** sind essenzieller Bestandteil für die Entwicklung von Schutzkriterien. Dabei gilt es zu beachten, dass die Forschungsgemeinschaft der Trauma-Biomechanik für Verkehrsunfallverletzungen sehr klein ist. Einige biomechanische Mechanismen sind ungelöst. Zusätzlich dazu wird das reale Geschehen durch die verwendeten Methoden, wie der linearen Approximationen des mechanischen Verhaltens, stark vereinfacht. [21]

Die meisten **Schutzkriterien** beziehen ihre Daten und biomechanischen Grundlagen aus Tier- und Menschenkadavertests, deren Verwertbarkeit stark eingeschränkt sein kann. Auch wenn die Forschung auf dem Gebiet stetig weitergeführt wird, dauert es bis zu 20 Jahre, bis eine Erkenntnis daraus zur Vorschrift wird. Das Nij-Kriterium (Neck Injury - Kriterium für Halswirbelsäulenverletzung) wurde zum Beispiel im Jahr 2003 in die FMVSS 208 (Federal Motor Vehicle Safety Standards) aufgenommen. Die Forschungsdaten, auf denen es beruht, wurden bereits Anfang der 80er Jahre entwickelt. Aktuell existiert eine große Zeitspanne (ca. 10 bis 20 Jahre) zwischen den theoretischen Erkenntnissen der Biomechanikforschung und deren Anwendungen, welche durch die Vorschriften der Regulierungsbehörden (bspw. FMVSS, UNECE - United Nations Economic Commission for Europe) definiert sind. [21]

Die Qualität einer **Verletzungsrisikofunktion** ist abhängig von der Auswahl der physikalischen Größe (bspw. Beschleunigung oder Winkel), welcher mit einer Verletzung in Verbindung gebracht werden kann. Exakte Versuchsdaten mit einer hohen Anzahl an Tests sind für die Validierung ein weiteres Qualitätsmerkmal. Verletzungsrisikokurven werden auch auf der Grundlage von PMHS-Tests entwickelt, siehe Abschnitt 2.3. Die sich daraus ergebenden Funktionen gelten in der Regel für eine Population, die dieselben Merkmale aufweist wie die in der Stichprobe. Es ist nur selten möglich, die aus Leichentests ermittelten Toleranzbereiche zu korrigieren, bevor sie auf eine Population mit anderen Merkmalen angewendet werden. Die Altersspanne der PMHS-Tests liegt im Allgemeinen bei 60 bis 80 Jahren. Die Auswirkung des Alters auf die Verletzungswahrscheinlichkeit wird in einem engen Altersbereich bestimmt und ist möglicherweise nicht für alle Altersgruppen

übertragbar. Unterschiedliche Versuchsbedingungen der Labore und Forschungsgruppen sowie veränderte Eigenschaften in PMHS-Tests durch Einbalsamierungen erschweren den Prozess zusätzlich. [21]

Muskeln, ob passiv oder aktiv, können Unfallverletzungen sowohl abmildern als auch verschlimmern. Sie versteifen Gelenke, dämpfen direkte Stöße und übertragen Stoßbelastungen auf andere Körperregionen. Die exakten Funktionen von Muskeln bei unfallbedingten Verletzungen sind nicht vollständig bekannt, weil die Daten vorliegender Studien von Probanden bei nicht schädigenden Belastungen durchgeführt wurden und Kadavertests keinen Muskeltonus aufweisen. Es besteht der Zusammenhang, dass Muskelkräfte bei Unfällen mit geringer Belastung eine größere Rolle spielen als mit einer großen Belastung. In der Dummy-Konstruktion werden diese Eigenschaften derzeit vernachlässigt. [21]

Fußgänger machen weltweit etwa ein Drittel der Verkehrstoten aus, wobei es große regionale Unterschiede gibt. Die Kinematik des Fußgängers in der Phase des Fahrzeugkontakts ist stark von der Fahrzeuggeschwindigkeit und der Höhe der Fahrzeugfront im Verhältnis zur Fußgängerhöhe abhängig. Der anschließende Bodenkontakt ist zudem ein sehr variables Ereignis, das für einen erheblichen Anteil an schweren Verletzungen verantwortlich sein kann. Dadurch gibt es keinen vorgeschriebenen Fußgänger-Crashtest mit einem kompletten Dummy, weil die Teststandardisierung und Wiederholbarkeit sehr schwer zu erfüllen ist. Da die Verletzungsentstehung stark von der gesamten Kinematik beeinflusst wird, sind Prüfmethoden mit einzelnen Körperkomponenten (Kopf oder Bein) mit der Realität nicht vollständig vergleichbar. Es ist erkennbar, dass das Fahrzeugdesign einen erheblichen Einfluss auf die Schwere der Verletzungen von Fußgängern beim Aufprall hat. Trotzdem zeigt die Vielfalt an Fahrzeugformen und Steifigkeitseigenschaften der aktuellen Serienfahrzeuge, dass ein optimales einheitliches Design noch nicht erreicht wurde. [21]

2.6 Ziele der Arbeit

Angeichts der ständigen Weiterentwicklung von Fahrzeugen und der kontinuierlichen Verbesserung der Sicherheitsstandards ist es von entscheidender Bedeutung, dass die

Entwicklung von Crashtest-Dummys entsprechend vorangetrieben wird. Das übergeordnete Ziel dieser Arbeit ist es, einen Beitrag zur Optimierung dieser für die Fahrzeugsicherheit wichtigen Werkzeuge zu leisten.

Die präzise Zielsetzung ist es, möglichst viele der bestehenden Herausforderungen an Crashtest-Dummys durch eine neuartige Dummy-Entwicklung zu lösen. Durch ein Konzept mit der Orientierung an der menschlichen Biofidelität sollen drei Hauptziele erreicht werden:

- Beschädigungen am Dummy anzeigen (z. B. direkte Knochenbrüche)
- Anwendbarkeit für alle realen Anstoßrichtungen (omnidirektionale Anprallverwendung)
- Nutzung für unterschiedliche Anwendungsgebiete, insbesondere Fußgänger, Radfahrer und Insassen

Für dieses Konzept soll ein spezieller Entwicklungsprozess erstellt werden, mit dem es möglich ist, einen kompletten Dummy zu entwickeln und zu fertigen. Zur Überprüfung des Dummys hinsichtlich seiner Eigenschaften und Funktionen sind experimentelle Versuche geplant.

3 Konzeption des biofidelen Dummies

Das vorliegende Kapitel beschreibt das Konzept des neu entwickelten Crashtest-Dummys für die Darstellung der menschlichen Verletzungsentstehung bei Fahrzeugunfällen. Dazu werden Entwicklungspotenziale aus dem Stand der Technik herausgearbeitet und Lösungen für aktuell vorliegende Nachteile gesucht. Mit diesen Ergebnissen wird die Kernfunktion des Dummy-Modells beschrieben, welche als Ansatz genutzt wird, um die forschungsleitende Fragestellung dieser Arbeit zu beantworten. Die Abschnitte „3.3 Korrelation zur Verletzungsentstehung“ und „3.4 Anwendungsorientierte Prozessbeschreibung“ beschreiben abschließend die geplante Funktion und ihre Vorteile.

3.1 Entwicklungspotenziale von Crashtest-Dummys

Der grundlegende Ablauf von standardisierten Testverfahren mit herkömmlichen Crashtest-Dummys ist in der Automobilindustrie über jahrzehntelang gewachsen und so stark etabliert, dass diese auch in Zukunft weiter angewendet werden. Die regulierten Versuchsbedingungen der anwendungsorientierten Dummys schränken die Fahrzeugsicherheitsingenieure in deren Verwendung stark ein. Für die Dummy-Entwicklung hingegen können neue Potenziale erarbeitet werden. [40, 41]

Zwischen den Lastrichtungen von Frontal-, Seite- und Heckanprall entstehen im realen Unfallgeschehen viele Verletzungen, die derzeit nicht mit Dummys rekonstruierbar sind. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit eines Dummies für omnidirektionale Lastanwendungen. Die Biofidelität soll sich gemäß der Definition direkt am biologischen System Mensch orientieren, um den Grad der Übereinstimmung mit einem neuen Dummy-Modell zu bestimmen. Ferner geht aus dem Abschnitt 2.5 hervor, dass Crashtest-Dummys einen großen finanziellen Anteil der Fahrzeugsicherheitsentwicklung von Automobilherstellern und Dienstleistern einnehmen. Die

Sensoren mit den Verarbeitungskomponenten sind sehr kostenintensiv. Zusätzlich dazu wird sehr viel Zeit zum Kalibrieren der Messtechnik benötigt. Die Wirtschaftlichkeit ist also auch ein Maß dafür, wie effizient ein Dummy im Verhältnis zu seinen Ressourcen arbeitet. [40, 41]

Die Trauma-Biomechanik, vgl. Abschnitt 2.5, ist ein hilfreiches Werkzeug in der Dummy-Entwicklung. Die Basis einer Entwicklung sollte sich nie allein darauf stützen, weil die mechanische Beschreibung des Gewebeverhaltens auf Vereinfachungen basiert, vgl. Abschnitt 2.4. Auch die Verwendung von Verletzungs- und Schutzkriterien in Kombination mit Verletzungsrisikokurven wird für spezielle Verletzungsmechanismen nicht als zielführend angesehen. Es wird eine Alternative gesucht, die den Prozess der Verknüpfung, vgl. Abbildung 11, zwischen Verletzung und gemessenem Parameter am Dummy verkürzt und vereinfacht. Der Einfluss der Muskulatur bei Unfällen sollte nicht vernachlässigt und in die Entwicklung einbezogen werden. Spezielle Anwendungsgebiete für ungeschützte Verkehrsteilnehmer (VRU – Vulnerable Road User), wie die des Fußgängerschutzes, können mit neuen Dummies weiter verbessert werden. [40, 41]

Abschließend muss noch die Fragestellung hinsichtlich der Populationsunterschiede geklärt werden. Die Größe, das Gewicht, das Geschlecht und die regionalen Unterschiede bestimmen die Eigenschaften von Dummies stark. Die wichtigste Referenz von Crashtest-Dummies bezieht sich nach wie vor auf das 50. Perzentil der Population der USA Anfang der 70er Jahre. Auch die Notwendigkeit extremer Anthropometrie¹, wie die 5 % perzentile Frau oder der 95 % perzentile Mann, hat sich etabliert. [40, 41]

Ein Vergleich, bezogen auf die Körpergröße in Abhängigkeit zum Körpergewicht der deutschen Population aus dem Jahr 2021 soll zeigen, welche Wertebereiche in Bezug auf das Geschlecht durch die Perzentil-Kombinationen abgebildet werden. Abbildung 12 zeigt den Bereich der Angabe von Körpergröße und Gewicht aller Frauen rot und aller Männer blau mit dem jeweiligen Durchschnittswert. Zusätzlich dazu ist die Größe und das Gewicht der aktuell verwendeten Dummies für das 5., das 50. und das 95. Perzentil eingezeichnet. Somit ist zu erkennen, dass die gewählte Kombination die Schnittmenge der weiblichen und auch männlichen Population im allgemeinen Durchschnitt gut repräsentiert. Weitere weibliche Dummy-Größen stehen in der

¹ Lehre von den Maßen und Maßverhältnissen des menschlichen Körpers

Entwicklung somit nicht im Vordergrund. Für eine bessere Vergleichbarkeit mit den bestehenden Crashtest-Dummys (5F, 50M und 95M) untereinander sind die etablierten Größen- und Gewichtsverhältnisse zu verwenden. [40, 41]

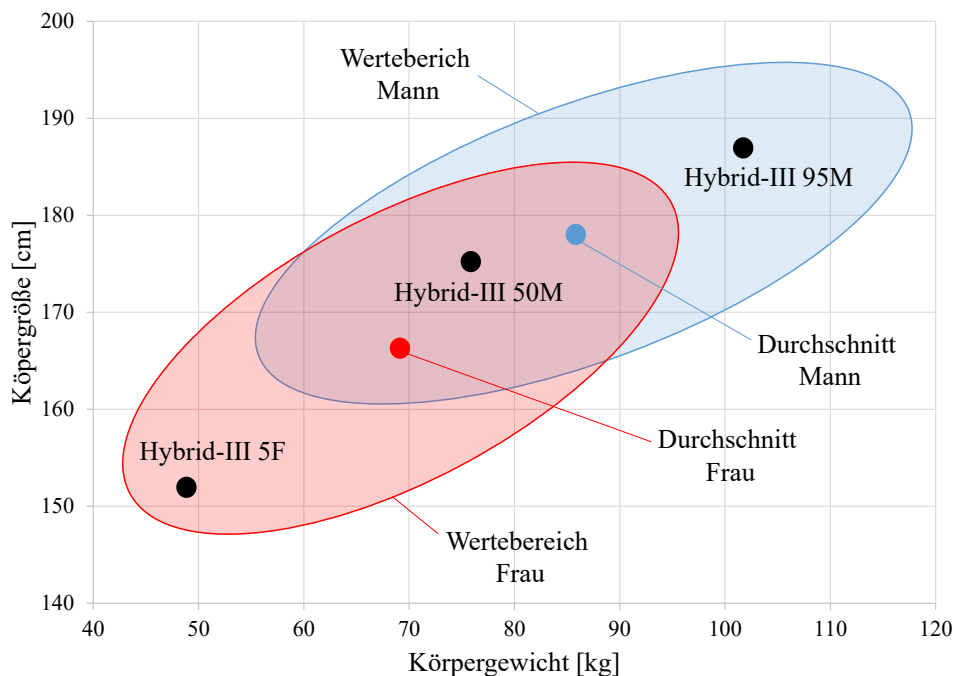


Abbildung 12: Körpergröße über Körpergewicht deutscher Frauen und Männer im Vergleich mit Hybrid Dummys unterschiedlicher Größe nach [40]

Tabellarisch zusammengefasst ergeben sich aus diesem Abschnitt die Kernanforderungen für eine biofidel orientierte Dummy-Entwicklung, siehe Tabelle 4. Es wird zwischen Fest-, Ziel- und Wunschanforderung unterschieden. Festanforderungen haben einen binären Charakter und müssen erfüllt sein. Zielanforderungen sind Mindest- bzw. Höchstforderungen, die erfüllt sein müssen. Sie sind in der Regel über einem Wertebereich definiert oder müssen einen festgelegten Schwellwert mindestens erreichen. Wunschanforderungen sind entscheidungsrelevant, wenn bereits alle Fest- und Zielanforderungen erfüllt sind. Für das Finden aller notwendigen Anforderungen ist die Suchmatrix der VDI-Richtlinie 2222 [42] zum Herstellen von Assoziationen mit dem Produkt hilfreich, welche für die Aufstellung der Anforderungsliste verwendet wurde. [42]

Tabelle 4: Anforderungsliste des biofidelen Dummys

Gruppierung	quantitativ Beschriebene Anforderung	Anforderungsart
Biofidelität	anthropomorphe Biomechanik	Z
	anthropomorphe Belastbarkeit	Z
Aufbau	anthropomorphe Geometrie	Z
	anthropomorphe Anatomie	Z
	50. Perzentil (aktuelle Dummy-Konstruktionen)	F
	modularer Aufbau	F
	Bauteil-Austauschmöglichkeit	Z
Funktion	omnidirektionale Verwendbarkeit	F
	Abbildung von Verletzungen und Schäden	Z
	Muskeleinfluss beachten	W
	Anpassbarkeit für Populationsunterschiede	W
	Einsatz für Fahrzeuginsasse und VRU	F
Fertigung	Reproduzierbarkeit	F
	hohe Fertigungsgüte	Z
	fertigbar mit bewährten und erprobten Verfahren	F
	gute Montierbarkeit	Z
Kosten	Einsparung von Messtechnik	F
	Wegfall von Verletzungs- und Schutzkriterien	F
	recyclebar	Z
F-Festanforderung, Z-Zielanforderung, W-Wunschanforderung		

3.2 Modellkernfunktion des neuen Dummys

Aus dem Fachgebiet der Unfallrekonstruktion von Verkehrsunfällen ist ein alternativer Konstruktionsansatz für Dummys bekannt. Hier werden Gutachten mit Hilfe von Crashtests und Dummys für Unfälle mit erheblichem Personenschaden¹ erstellt. Diese Gutachten werden von der zuständigen Staatsanwaltschaft oder später vom Gericht gefordert, um die Schuldfrage zu klären. Im Vordergrund stehen Fälle mit ungeschützten Verkehrsteilnehmern, wie zum Beispiel Fußgängerunfälle mit hoher Letalität² infolge eines Unfalls. Damit im Rekonstruktionstest, die für das Gutachten benötigte Kollisionsgeschwindigkeit ermittelt werden kann, ist das anstoßbedingte menschenähnliche Verhalten für den Dummy relevant. Mit der Verwendung des Hybrid-III PED oder POLAR-Dummys ist die Erzeugung von realistischen Spuren und Schäden am Fahrzeug, aufgrund des Aufbaus (Tiefenschicht aus metallischen Materialien), nicht möglich. Durch Weyde [43] wurden Testpuppen für Fußgängerrekonstruktionen entwickelt, welche in einem Anprall so zerstört

¹ Schadenereignis, das den Tod, die Verletzung oder Gesundheitsschädigung von Menschen zur Folge hat

² Tödlichkeit

werden, dass realistische und vergleichbare Schäden am Fahrzeug entstehen. Die ersten Prototypen des „BD-Dummy“ bzw. „Weyde-Dummy“ entstanden aus einem Holzskelett mit einer Silikonummantelung. In späteren Modellen wurde das Holz der Knochen durch ein, im Schwerkraftguss hergestelltes, Epoxidharzmaterial ersetzt. Im Jahr 2017 übernahm die Professur Kfz-Technik und Sicherheit der HTW Dresden unter Leitung von Prof. Hannawald die Entwicklung. Aus diesen ersten Erkenntnissen begann die Überlegung, verursachte Beschädigungen an einem Dummy mit menschlichen Verletzungen zu verknüpfen.

Für die gestellten Anforderungen aus Tabelle 4 dieser Arbeit wird nun die **Kernfunktion** für einen biofiden Dummy abgeleitet, eine **Korrelation zwischen menschlicher Verletzungsentstehungen und Materialbeschädigungen** der Dummy-Konstruktion zu entwickeln. Im Vergleich mit herkömmlichen Dummys für den Einsatz in der Fahrzeugsicherheit ist dies ein grundlegend neuer Ansatz. Es wird auf das Erzeugen von physikalischen Größen verzichtet, um Verletzungen und deren Schwere direkt am Dummy durch Materialversagen anzuzeigen. Daraus wird ein vereinfachtes Modell aufgestellt und in der Abbildung 13 visualisiert. Im Vergleich mit der prinzipiellen Verknüpfung zwischen Verletzungsmechanismus und gewöhnlichen Crashtest-Dummy aus Abbildung 11, ist hier eine direkte Verknüpfung zwischen Beschädigung am biofiden Dummy und menschlicher Verletzung hergestellt. Mit etablierten Verletzungsindizes lässt sich nun auch direkt vom Dummy aus die Prognose der Verletzungsschwere bewerten.

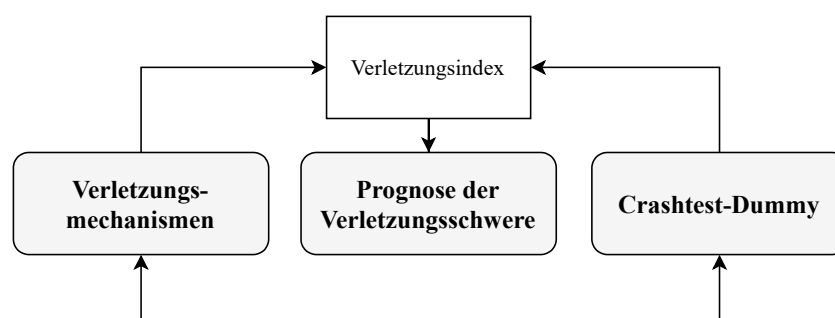


Abbildung 13: Neue Methode der prinzipiellen Verknüpfung zwischen Verletzungsmechanismus und Crashtest-Dummy

Damit diese Verknüpfung sichergestellt werden kann, ist neben der Planung des Entwicklungsprozesses auch die anwendungsorientierte Validierung von großer Bedeutung. Diese wird grundlegend in zwei Phasen unterteilt. In der ersten Phase wird die Kinematik am Dummy im beschädigungsfreien Belastungsbereich mit einer Sitzschlittenanlage untersucht. Diese Erkenntnisse lassen sich mit bereits vorhandenen

Probandenversuchen vergleichen und bewerten. Dieser Abschnitt ist von entscheidender Bedeutung, da die Verletzungsmechanismen stark vom Bewegungsverhalten abhängen.

In der zweiten Phase der Validierung werden dokumentierte Unfälle mit Personenschaden aus dem realen Verkehrsunfallgeschehen analysiert, um diese in Full-Scale-Crashtests mit dem Biofidel-Dummy zu rekonstruieren. Dadurch lassen sich die Verletzungen der verunfallten Personen direkt mit den Materialbeschädigungen am Dummy unter möglichst gleichen Bedingungen vergleichen und bewerten.

3.3 Korrelation zur Verletzungsentstehung

Die Darstellung von Verletzungen soll sich auf den dynamischen Anteil der Verletzungsmechanismen beschränken, welcher mit dem realen Unfallgeschehen übereinstimmt und für die Bereiche der Fahrzeugsicherheit anwendbar ist. Eine Materialschädigung durch statische Belastungen ist durch die Modellkernfunktion (Korrelation zwischen menschlicher Verletzungsentstehungen und Materialbeschädigungen) prinzipiell nicht ausgeschlossen. Die direkte und indirekte plastische Verformung bis zum Versagen soll Hauptbestandteil der Dummy-Entwicklung sein, siehe Abbildung 14.

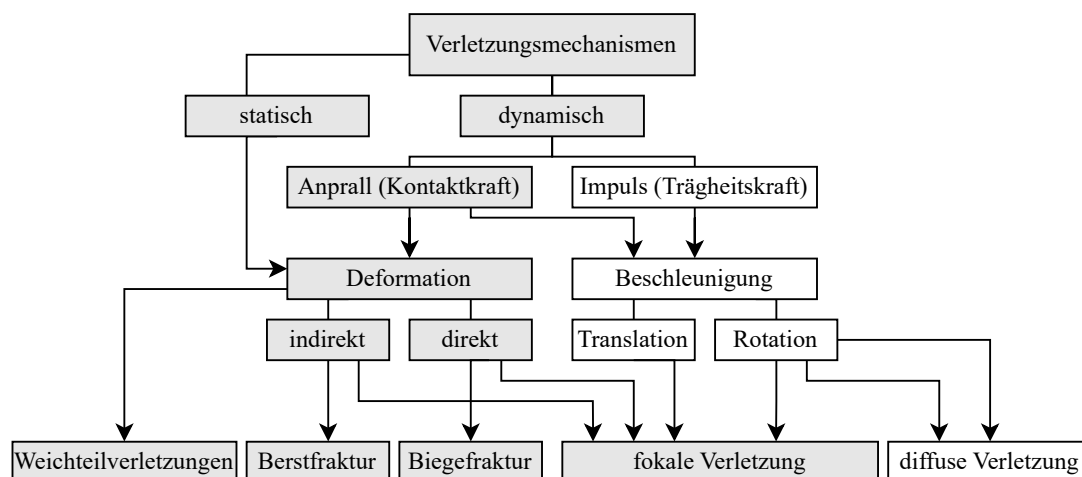


Abbildung 14: Nachzustellende Kopfverletzungsmechanismen der Dummy-Entwicklung nach [2]

An dieser Stelle ist erneut das Beispiel der komplexen Kopfverletzungsmechanismen gewählt, weil hier nicht nur Weichteilverletzungen und Frakturen relevant sind, sondern auch fokale und diffuse Verletzungen, die im Vergleich zu anderen Körperregionen zusätzlich auftreten können. In der Abbildung 14 ist der zusätzliche

Leistungsbereich des neuen Dummys im Vergleich zu der Abbildung 10 aus Abschnitt 2.4 grau markiert. Der dynamische Anprall und nicht nur der Impuls soll im Vordergrund der Darstellung von Verletzungen stehen. Daraus lassen sich auch viele beschleunigungsrelevante Verletzungsmechanismen beschreiben.

Die Schwere der darstellbaren Verletzungen soll ab $AIS \geq 2$ beginnen. Somit stehen mäßige bis tödliche Verletzungen im Vordergrund des biofidelen Dummys. Zu den häufigsten Verletzungen von Verkehrs- und Autounfällen zählen Knochenbrüche und Prellungen. Danach folgen Weichteilverletzungen, welche in Form von Sehnen- und Muskelverletzungen auftreten. [44]

Verletzungen der knöchernen Struktur treten beim Menschen durch Stöße, schlagartige Belastungen und Verdrehungen auf. Frakturen sind das Ergebnis solcher Verletzungen und werden in der Medizin in Brucharten wie z. B. Querfraktur, Schrägfraktur oder Trümmerfraktur unterschieden. Die Abbildung dieser Verletzungen wird durch einen Riss oder dem Durchtrennen des Knochens abgebildet. [45]

Bänder- und Sehnenverletzungen treten im Unfallgeschehen durch eine Überdehnung auf und werden als Riss an Band oder Sehne sichtbar. Diese Ruptur kann inkomplett (Riss einzelner Fasern) oder komplett (gesamter Abriss) auftreten. Auch hier findet die Darstellung der Verletzung als Durchtrennung statt. [46]

Das Entwicklungs- und Konstruktionskonzept des Dummys mit der Kernfunktion, vgl. Abschnitt 3.2, wird dementsprechend aus Bestandteilen wie Knochen, Bändern, Weichteilen und der Haut bestehen. Mit dieser Kombination kann in der Tiefenschicht ein Skelettapparat mit Gelenken und Bändern aufgebaut werden. Somit sind Verletzungen der Gelenke, Bänder und Knochen darstellbar. Zusätzlich dazu ermöglichen die menschenähnlichen Freiheitsgrade eine realistische Kinematik und erlauben es, den Dummy für unterschiedliche Anwendungszwecke einzusetzen. Die umliegenden Bestandteile der Skelettstruktur (Muskeln, Fettgewebe und Organe) sollen mit einem Weichteilersatzmaterial nachempfunden werden. Diese Vereinfachung ermöglicht eine umsetzbare Beeinflussung der Gesamtmasse und der Massenverteilung des Dummys. Diese Faktoren sind insbesondere für die anthropomorphe Kinematik wichtig, welche wiederum die Entstehung von Verletzungen anwendungsabhängig beeinflusst. Der Hautersatz soll alle Dummy-Bestandteile fest umschließen und wie das anatomische Vorbild, darunterliegendes Gewebe durch geringe Belastungen von außen schützen.

3.4 Anwendungsorientierte Prozessbeschreibung

Die Verwendung und Benutzung des biofidelen Dummies wird durch einen Ablaufplan als Bindeglied zwischen der Vorbereitung, dem Crashversuch und der Auswertung vorgegeben. Dadurch wird die sinngemäße Verwendung überprüft und eine verwertbare Erstellung von Ergebnissen mit kompatiblen Methoden beschrieben. Dafür wird die allgemeine Prozessbeschreibung für Crashtest-Versuche unter Verwendung des Biofidel-Dummies entwickelt, siehe Abbildung 15.

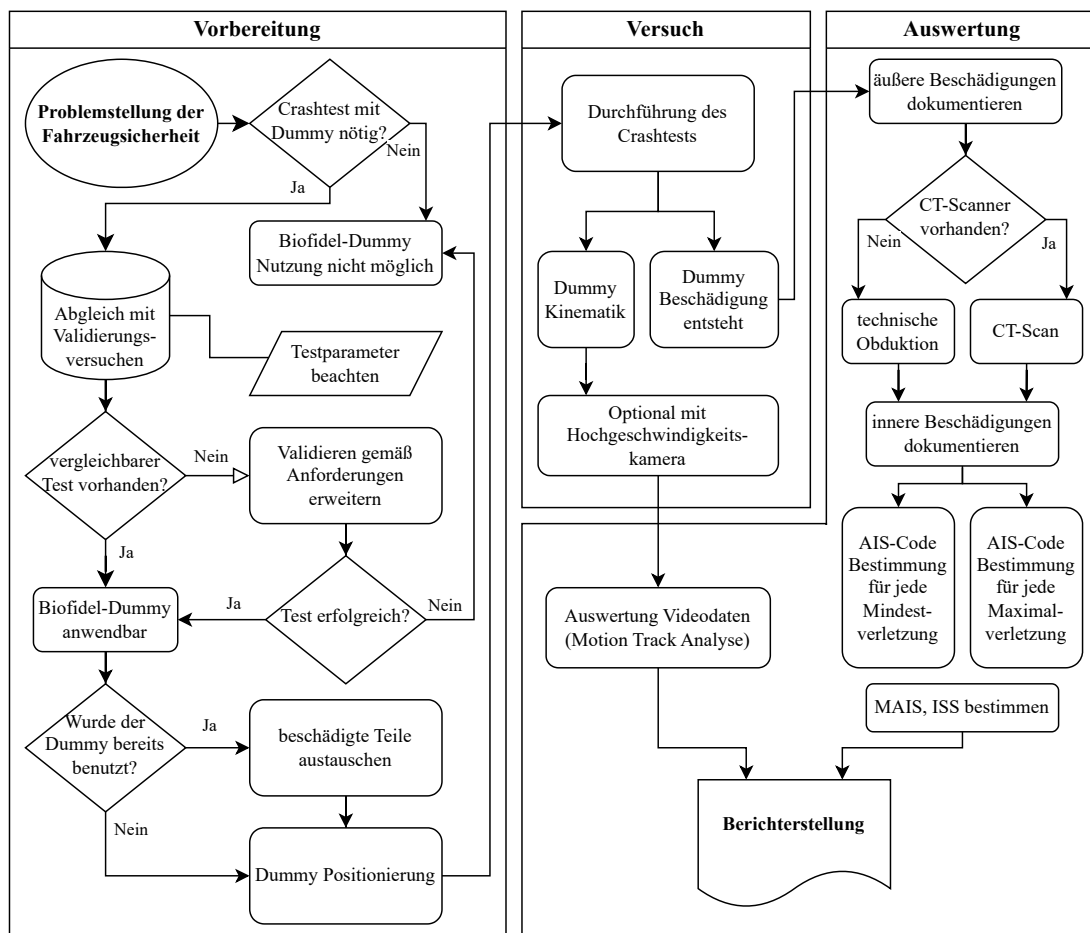


Abbildung 15: Prozessbeschreibung für Crashtest-Versuche unter Verwendung des Biofidel-Dummies

Die sorgfältige **Vorbereitung** eines Versuches trägt dazu bei, die Qualität des durchzuführenden Crashtests zu verbessern und die Validität der Ergebnisse sicherzustellen. Ist die Nutzung eines kompletten Dummies aufgrund einer relevanten Fragestellung im Bereich der Fahrzeugsicherheit vorgesehen, wird ein Abgleich mit vergleichbaren Validierungsversuchen zwingend gefordert.

Dabei sind die Testparameter (Testart, Geschwindigkeit des Anpralls, Anprallwinkel, Testumgebung, ect.) individuell zu beurteilen. Liegt eine zu große Streuung der Werte vor, ist im Zweifel ein Validierungsversuch für die geforderten Anforderungen durchzuführen. Erst wenn diese Voraussetzung erfüllt ist, oder ein Vergleichsversuch vorhanden ist, wird die Nutzung des Dummys empfohlen.

Nun wird noch überprüft, ob der vorliegende biofidele Dummy bereits in Verwendung war oder neu produziert wurde. Vor jedem Test muss überprüft werden, ob sich alle Bestandteile des Dummys im unbeschädigten Zustand befinden. Ggf. muss ein Austausch von Bauteilen oder Baugruppen erfolgen. Der Dummy wird anschließend in der Versuchsumgebung platziert und falls nötig mit optischen Messpunkten beklebt oder mit Kontaktfarbe bestrichen.

Im **Crashtest-Versuch** besteht die Aufgabe der Testpuppe darin, die anthropomorphe Bewegung in Kombination mit verletzungsinduzierenden Materialbeschädigungen am Dummy sowie realistische Schäden an der Fahrzeugstruktur zu erzeugen. Während des Tests eignet sich die Methode der visuellen Aufzeichnung mit einer Hochgeschwindigkeitskamera. Dadurch kann das äußere, kinematische Verhalten im darauffolgenden Schritt der **Auswertung** in Form einer Motion-Track-Analyse durchgeführt werden. Für die Beurteilung des Verletzungsgrades sind alle äußeren und inneren Dummy-Strukturbeschädigung systematisch zu dokumentieren. Je nach technischer Ausstattung kann dies, insbesondere für innere Materialbeschädigungen, mit Computertomographen oder Röntgengeräten erfolgen. Ist das nicht der Fall oder sind damit nicht alle Beschädigungen eindeutig erkennbar, ist die sogenannte „technische Obduktion“ durchzuführen. Hierbei wird ähnlich einer Obduktion der Rechtsmedizin der Dummy geöffnet und systematisch demontiert. Dadurch werden alle Bestandteile sichtbar, wodurch sich auch innen liegende Veränderungen dokumentieren lassen. Mit der vereinfachten Verletzungsskala AIS, vgl. Abschnitt 2.3, kann nun für jede Bauteil- und baugruppenzugehörigen Beschädigung eine korrelierende Mindest- und Maximalverletzung zugeordnet werden. Dadurch wird die realistische und verständliche Begutachtung möglicher Verletzungen ersichtlich. Die Vorlage zur detaillierten Dokumentation der Verletzungsbeschreibungen mit AIS ist in der Tabelle 5 aufgelistet und beschrieben. Die Anwendung dieser Tabelle kann im Anhang E in den jeweiligen Auswertungstabellen der Versuche eingesehen werden.

Durch die übersichtliche Zuordnung aller einzelnen Beschädigungen in die AIS-Scala kann nun die Verletzungsschwere des Dummys anhand des maximalen Einzel-AIS-Wertes bestimmt werden, dem sogenannten MAIS-Wert (vgl. Abschnitt 2.3). [2, 47]

Tabelle 5: Dokumentation der Verletzungsbeschreibungen beschädigter Komponenten des Dummys [48]

		Beschreibung	Beispiel
Bauteilgruppe		Baugruppennummer mit Bezeichnung der Körperregion, vgl. Tabelle 7	01 Kopf
Bauteil		Einzelbauteilnummer gemäß Definition, siehe Abbildung 33	01.KT.01.03 (Schädel)
Beschädigung		0-Normalbefund, 1-leicht beschädigt, 2-stark beschädigt, 3-siehe Befund (individuelle Beschreibung der Beschädigung)	2
korrelierende Mindestverletzungsbeschreibung	Beschreibung min.	Beschreibung der korrelierenden minimalen Verletzung gemäß AIS	geschlossen, einfach, nichtdisloziert, Diastase, linear
	ID min.	Identifikationsnummer	249
	AIS05REG min.	Körperregion 0-9	1 (Kopf)
	AIS05ANA min.	anatomischen Struktur 0-8	5 (Knochen)
	AIS05ART min.	Spezifische Art der anatomischen Struktur 00-99	04 (Schäeldach)
	AIS05SCHW min.	Verletzung und Level 00-99	02 (siehe Beschreibung min.)
	AIS05 min.	minimaler AIS Verletzungsschweregrad 1-9, siehe Tabelle 3	2
	AISG05 min.	7-stelliger AIS-Code, vgl. Abbildung 9	150402.2
korrelierende Maximalverletzungs- beschreibung	Beschreibung max.	Beschreibung der maximalen Beschädigung	Massiv; Große Areale des Schädels > 2 cm imprimiert
	ID max.	Identifikationsnummer	251
	AIS05REG max.	Körperregion 0-9	1 (Kopf)
	AIS05ANA max.	anatomischen Struktur 0-8	5 (Knochen)
	AIS05ART max.	Spezifische Art der anatomischen Struktur 00-99	04 (Schäeldach)
	AIS05SCHW max.	Verletzung und Level 00-99	08 (siehe Beschreibung max.)
	AIS05 max.	maximaler AIS Verletzungsschweregrad 1-9, siehe Tabelle 3	4
	AISG05 max.	7-stelliger AIS-Code, vgl. Abbildung 9	150408.4
Abb. Bildbericht		Verweis zur dokumentierten Beschädigung	

Ebenso bietet sich auch die Berechnung des Injury Severity Score (ISS) an. Dadurch kann aus der Verletzungsschwere in Abhängigkeit von der Körperregion eine Bewertung bezüglich Polytraumata erfolgen. Der ISS wird aus der Summe der Quadrate der drei schwerstverletzten Körperregionen vom AIS-Code berechnet, siehe Formel 3.1.

$$ISS = AIS(REG)_{\max 1}^2 + AIS(REG)_{\max 2}^2 + AIS(REG)_{\max 3}^2 \quad (3.1)$$

Für die Berechnung werden AIS-Werte von 0 bis 5 zugelassen. Das bedeutet, dass sich ISS-Ergebnisse bis zu einem Maximalwert von 75 ergeben können. Liegt eine AIS 6 Verletzung vor erfolgt sofort die Bestimmung von ISS = 75. Ab einem ISS-Wert von 15 wird von einem Polytrauma gesprochen. [2, 47]

Eine Aussage zur Überlebenswahrscheinlichkeit wird in Verbindung vom AIS-Code mit Datenbanken (NTDB¹, GIDAS²) getroffen. In der folgenden Tabelle 6 können alle einzeln zugeordneten und berechneten AIS Verletzungsgrade hinsichtlich der Überlebenswahrscheinlichkeit bewertet werden.

Tabelle 6: Datenbankabhängige Überlebenswahrscheinlichkeit mit dem AIS Code [32, 48, 49]

AIS-Code	NTDB [%]	GIDAS AIS [%]	GIDAS MAIS [%]
0	100,0	100,0	100,0
1	99,3	99,8	99,9
2	99,2	99,4	99,6
3	96,5	98,3	95,8
4	85,4	74,6	74,9
5	60,4	61,5	42,0
6	21,0	0,0	0,0
AIS: Abbreviated Injury Scale, NTDB: National Trauma Database, GIDAS: German In Depth Accident Study, MAIS: Maximaler AIS-Wert			

Detailliertere Informationen dazu sind unter Haasper et. al. [32] aufgeführt. Eine umfangreiche Nutzung der GIDAS-Datenbank ist im Unterabschnitt 5.1.3 vorgesehen. Die Ergebnisse einer Auswertung können für die Dokumentation in einem Bericht zusammengefasst werden.

¹ National Trauma Database

² German In Depth Accident Study

4 Entwicklung des biofidelen Dummys

Dieses Kapitel umfasst die technische Umsetzung des Konzepts und beschreibt die dafür nötige Verknüpfung unterschiedlicher Fachbereiche. Im ersten Abschnitt wird der kollaborative Ansatz mit Ärzten der forensischen Pathologie beschrieben. Diese Art der Verknüpfung zwischen Ingenieurwissenschaft und rechtsmedizinischer Forschung macht es erst möglich, ein Produkt für derart umfassende Anforderungen zu entwickeln. Die komplexe und umfangreiche Entwicklung eines Full-Scale-Dummys mit biofidelen Eigenschaften umfasst zahlreiche Bestandteile mit unterschiedlichen Eigenschaften und Funktionen. Eine sinnvoll gewählte Planung und Strukturierung des Entwicklungsprozesses soll diese Herausforderung möglichst klar definieren und wird im zweiten Abschnitt anhand des Baugruppenbeispiels des Thoraxes detailliert erklärt. Der letzte Abschnitt dieses Kapitels führt alle Bestandteile und Baugruppen zusammen und beschreibt das erarbeitete Gesamtentwicklungsergebnis des Dummys.

4.1 Interdisziplinärer Modellansatz

„Als Interdisziplinarität wird die systematische Integration von Ideen aus unterschiedlichen Disziplinen und die Entwicklung eines neuen gemeinsamen Denkansatzes bezeichnet.“ [50] Die direkte Auswahl der Disziplinen von forensischer Pathologie und der Ingenieurwissenschaft ist gezielt gewählt. Durch den Anatomen Otto Messerer ist seit 1880 bekannt, dass sich die Leichenschau (aus dem Bereich der Rechtsmedizin) für mechanisch-technische Versuche eignet, um das biomechanische Verhalten zu beschreiben. Durch diese Arbeit ist auch der Begriff „Messerer-Keil“ der Rechtsmedizin entstanden. Eine typische Bruchform der Tibia, die besonders oft bei einem Autounfall mit einem Fußgänger auftrat. [3, 51]

Die Rechtsmedizin ist für die Entwicklung des biofidelen Dummys prädestiniert, weil verstorbene Personen, infolge eines Verkehrsunfalls, eine gerichtliche Leichenöffnung (Tod infolge äußerer Einwirkungen) impliziert. Dadurch können Verletzungen von Verkehrsunfällen bis in die Tiefenschicht untersucht werden. Diese dienen als Vorbild darzustellender Materialschädigungen und lassen sich später im Validierungsschritt miteinander vergleichen. Für eine funktionierende Zusammenarbeit wurde festgestellt, dass die Mediziner den Fokus auf Ätiologie¹ und Pathogenese² des mechanisch beschreibbaren Traumas setzen und ihr therapeutisch-kuratives Denken zurückstellen [52]. Ingenieurwissenschaftler hingegen müssen viele rechtsmedizinische Grundlagen erlernen, um offene medizinspezifische Kommunikationslücken zu schließen.

In der Fahrzeugsicherheitsentwicklung wird die Rechtsmedizin meist nur indirekt durch das Fachgebiet der Unfallrekonstruktion eingebunden. Eine direkte Verknüpfung der Rechtsmedizin mit der Dummy-Entwicklung ermöglicht eine grundlegend neue und ganzheitliche Betrachtung von Verkehrsunfällen und trägt dazu bei, einen realistischen Crashtest-Dummy mit biofidelen Eigenschaften zu entwickeln. Viele wichtige Erkenntnisse für diese Arbeit entstanden, unter Berücksichtigung ethischer Vorgaben, bei einer Obduktion einer tödlich verunglückten Person infolge eines Fußgängerunfalls. Am Institut für Rechtsmedizin der Charité Universitätsmedizin Berlin konnte Herr Dr. med. Sven Hartwig der forensischen Pathologie viele hilfreiche Informationen anschaulich erklären. [46]

Wichtige Erkenntnisse bezüglich des anatomischen Aufbaus sind dabei der Zusammenhalt von Knochen, Weichteilen und der Haut. Viele Bestandteile sind aus der medizinischen Literatur getrennt dokumentiert, haben in der Realität jedoch eine funktionale Verbindung. Die Rippen im Thorax sind zum Beispiel durch die Interkostalmuskulatur miteinander verwachsen und im umliegenden Weichteilgewebe fest eingebettet. Vermeintliche visuelle Schwachstellen (z. B. die Verjüngung von Knochenquerschnitten) sind kein Indiz für eine erhöhte Verletzungsgefahr. An diesen Stellen wirken teilweise Schutzmechanismen oder gewachsene Verfestigungsstrukturen. Die Abbildung 16 zeigt das proximale Ende des Femurs in der Schnittdarstellung mit Spongiosa³ (hell dargestellt) und Kortikalis⁴ (dunkel

¹ Ursache von Erkrankungen

² Entstehung von Erkrankungen

³ schwammartiges Innengewebe von Knochen

⁴ Knochenschicht, die das schwammähnliche Innengewebe außen umgibt

dargestellt). Der vermeintlich brüchige und geringe Querschnitt zwischen Röhrenknochen und Gelenkkugel wird durch die innen liegenden gewachsenen Strukturen der Trabekel (feine Strukturen aus Knochengewebe) verstärkt. [35, 46]

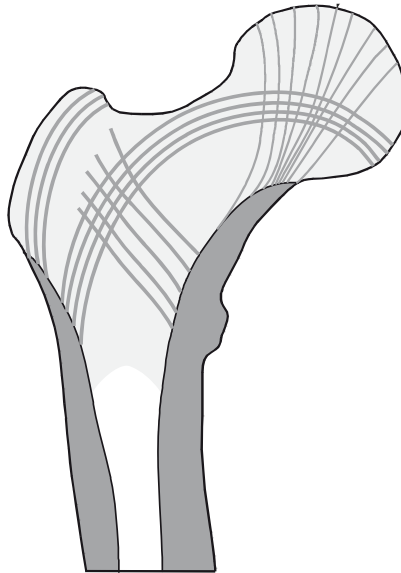


Abbildung 16: Ausrichtung der Trabekel der Spongiosa im Bereich des Femurkopfes [35]

Für verschiedene Arten von Verkehrsunfällen liefert die rechtsmedizinische Analyse wichtige Daten über die Art und Schwere von Verletzungen. Hier zeigt sich sehr oft das Verletzungsbild von Knochenfrakturen gefolgt von Bänder- und Sehnenrupturen. Besonders bemerkenswert ist, dass durch Knochenbrüche weitere Verletzungen induziert werden können. Beispielsweise erkennt man häufig Anspießungsverletzungen der Lunge durch Rippenbrüche. [46, 53, 54]

Bei diesem Modellansatz unter Verwendung forensischer Methoden sind ebenfalls gewisse Beschränkungen zu beachten. Degenerative Veränderungen und Unterschiede werden durch eine starke Abnutzung oder durch die Alterung verstärkt. Das Durchschnittsalter von Leichen, welche für biomechanische Untersuchungen zur Verfügung stehen, ist oft sehr hoch (> 60 Jahre). Hinzu kommen Vorerkrankungen, welche die Verletzlichkeit zusätzlich stark beeinflussen können. So führt beispielsweise Osteoporose in der Regel zu einer höheren Anzahl an Frakturen. Weichteiluntersuchungen sind während der Leichenschau nur bedingt erforschbar. Grund dafür ist der fehlende Druck in der Lunge und den Blutgefäßen. Dadurch wird das biomechanische Verhalten nicht real wiedergegeben.

Ein weiterer fachlicher Begleiter für diese Arbeit ist die Rechtsmedizin des Universitätsklinikums Dresden. Anfangs von Frau Prof. Dr. med. Cristine Erfurt betreut und später durch Herrn Prof. Dr. med. Steffen Heide übernommen. Hierbei erfolgt der Austausch durch die Präsentation der Konzeptentwicklung, der Konstruktions- und Designfortschritte in der Entwicklungsphase bis hin zur Validierung mit Versuchsdurchführungen und Ergebnissen. Im Verlauf der gesamten Arbeit können somit Einschätzungen und Verwertbarkeitsbetrachtungen durch die Rechtsmedizin des Universitätsklinikums Dresden eingeholt werden. Weitere spezifische Erkenntnisse fließen in den folgenden Unterabschnitten 4.2.2 und 4.2.3 ein. [53, 54]

4.2 Entwicklungsprozess

Die Entwicklung eines biofidelen Crashtest-Dummys ist eine umfangreiche Produkterstellung mit vielen komplexen Zusammenhängen. Die direkte Orientierung am Menschen in Bezug auf Anthropometrie und Biofidelität stellt eine zusätzliche Herausforderung dar, eine anatomische und biomechanische optimale Lösung zu entwickeln. Viele Bestandteile des menschlichen Körpers sind fertigungstechnisch nicht umsetzbar. Es besteht somit sehr hoher Recherche-, Entwicklungs- und Konstruktionsaufwand mit zahlreichen Iterationsschleifen, bis die gewünschte Form mit biofidelere Funktion erreicht werden kann, welche die Anforderungen gemäß Tabelle 4 erfüllt. Durch eine Strukturierung aller wesentlichen Zusammenhänge des Konzeptes aus Kapitel 3 wird eine generelle Methodik abgeleitet, welche den anspruchsvollen Anforderungen gerecht werden können. Diese orientiert sich an der VDI-Richtlinie 2221 [55] und besteht aus vier Phasen, siehe Abbildung 17.

Anwendbar für alle Baugruppen des Dummys können nun strukturiert alle nötigen Informationen, Phase für Phase zusammentragen, mit den gestellten Anforderungen aus Tabelle 4 abgleichen und zum Schluss in den konstruierten Entwurf einfließen. Dadurch wird verhindert, wichtige und nötige Informationen auszulassen.

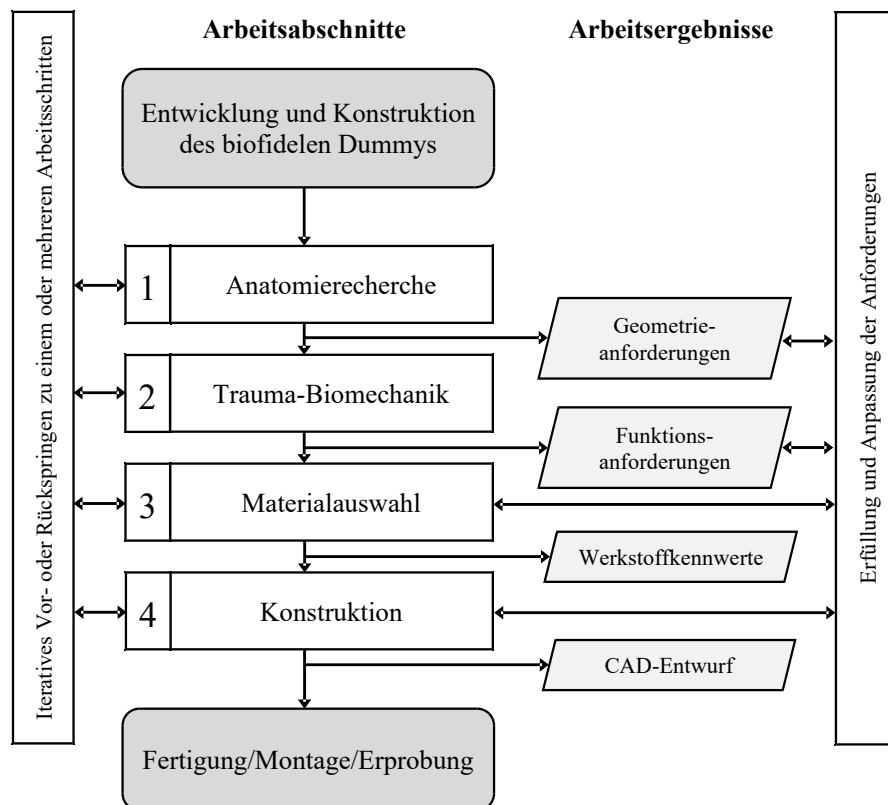


Abbildung 17: Vier-Phasen-Entwicklungsprozess nach [55]

Die Anatomierecherche liefert Ergebnisse der Größenverhältnisse und erklärt den komplexen Aufbau des Vorbildes. Dieser Zusammenhang ist für das Verständnis der Biomechanik notwendig. Für das Anwendungsgebiet von Straßenverkehrsunfällen ist die Funktion von Verletzungen zu erarbeiten. Damit können funktionale Zusammenhänge abgeleitet und Mechanismen zur Darstellung von Verletzungen am Dummy entwickelt werden.

Die dritte Phase beinhaltet die Beschreibung des menschlichen Gewebes mit werkstofftechnischen Parametern (z. B. Dichte, Biege- und Zugfestigkeit). Die Auswahl des Materials beeinflusst in diesem Schritt auch die Geometrie der Entwürfe bei möglichst gleichbleibender biomechanischer Funktion. Die zu erstellende Geometrie baut auf den Teilergebnissen der ersten drei Phasen auf und wird mithilfe von geeigneter CAD-Software als 3D-Modell erstellt.

Die Entwicklung und Konstruktion des gesamten Dummys wird in neun Baugruppen unterteilt, siehe Tabelle 7. Hierbei wurde sich an der Unterteilung in Körperregionen der vereinfachten Verletzungsskala AIS, vgl. Abschnitt 2.3, orientiert.

Tabelle 7: Baugruppennummerierung durch Körperregion nach [32]

Baugruppen- nummer	Körperregion	Inhalt
01	Kopf	Schädel, Gesichtsschädel und Schädelbasis
02	Gesicht	Gesicht, Augen und Ohren
03	Hals	HWS mit Wirbeln, Bandscheiben und Bändern
04	Thorax	Rippen und Sternum
05	Abdomen	Bauchweichteile
06	Wirbelsäule	BWS und LWS mit Wirbeln, Bandscheiben und Bändern
07	Obere Extremitäten	Schultern und Arme
08	Untere Extremitäten	Hüfte und Beine
09	Äußeres	Haut

Wie dieser Prozess, vgl. Abbildung 17, für alle Körperregionen und Bestandteile bis zum gesamten Dummy umgesetzt wird, zeigen die nachfolgenden fünf Unterabschnitte am Beispiel der Baugruppe für den Brustkorb (Baugruppennummer 04) im Detail. Die Auswahl dieser Baugruppe begründet sich mit dem hohen Verletzungsrisiko an dieser Stelle im realen Unfallgeschehen [56] für den Frontalcrash, der am häufigsten vorkommende Crash-Typ [57]. Die Abbildung 72 im Anhang C.1 verdeutlicht diesen Zusammenhang.

4.2.1 Anatomierecherche

Das Brustkorbsystem setzt sich aus einem Knochengerüst, den angrenzenden Gelenken und den umgebenen Organen zusammen. Es erstreckt sich von der unteren Halswirbelsäule bis zum Zwerchfell. Das Knochengerüst beinhaltet die Brustwirbelsäule mit den Wirbelkörper T1 bis T12, dem Brustbein und zwölf bilateral symmetrische Rippenpaare. Die Rippen sind jeweils über ein funktionell zusammenhängendes Gelenk, bestehend aus Kugel- und Zapfengelenk, mit den Brustwirbeln verbunden. Am anderen Ende der Rippen ist die Verbindung mit dem Sternum als Knorpel oder Drehgelenk ausgeführt. Unter der Bauchdecke verbindet die Interkostalmuskulatur die Rippen untereinander. Dadurch bildet das Brustkorbsystem eine stabile Schutzhülle für die inneren Organe. Diese beinhalten den rechten und linken Lungenflügel sowie das dazwischenliegende Herz mit Luftröhre und Blutgefäßen. Eine Membran umhüllt die Lunge (Pleura viscera) und eine zweite kleidet die Innenseite des Brustkorbs aus (Pleural parietalis). Diese zwei Bereiche sind durch einen Zwischenraum (Pleuraspalt) getrennt. In ihm herrscht Unterdruck, wodurch das Zusammenfallen der Lunge verhindert wird. [58]

Die Schutzfunktion des Brustkorbs wird im Wesentlichen durch die geometrische Form und Lage der Rippen beeinflusst. Zu diesen Geometriedaten gibt es unterschiedliche Ergebnisse verschiedener Studien. Daten, die sich am 50. Perzentilen Mann für Alter, Größe und Gewicht orientieren, sind für diese Arbeit relevant. Holcombe et. al. [59] hat ein Modell mit sechs Parametern zur Beschreibung der Rippenform erstellt. Basis dieser Untersuchung ist eine umfangreiche Computertomographie-Analyse von über 2.100 Rippen von insgesamt 100 Probanden. Die proximalen und distalen Rippenabschnitte werden aus logarithmischen Spiralen im nicht skalierten Raum gebildet und dann so transformiert, dass sie sich am Scheitelpunkt der Rippe mit der Steigung Null treffen. Weitere Informationen sowie die mathematische Beschreibung des Modells kann der Quelle [59] entnommen werden. Das Geometriemodell bietet eine prägnante und leicht verständliche geometrische Charakterisierung der menschlichen Rippen in Abhängigkeit des Geschlechts, siehe Abbildung 18. [59]

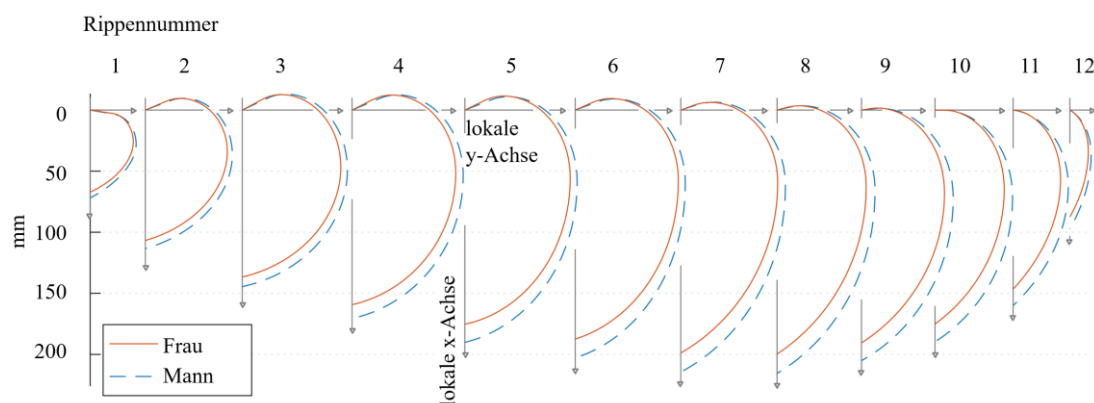


Abbildung 18: Rippenformen nach [59]

Untersuchungen des Rippenquerschnittes vollenden die geometrische Beschreibung einzelner Rippen. Dazu ist eine Auswertung von 89 Probanden von Xiangnan et. al. [60] bekannt. Abbildung 19 zeigt den Verlauf der Querschnittsflächen in Abhängigkeit der Position ausgewählter Rippen. Der Positionswert „eins“ entspricht dem dorsalen¹ Ende der jeweiligen Rippe und der Wert „null“ dem ventralen² Anfang der jeweiligen Rippe. Die Querschnittsfläche von Rippe zwei, fünf und acht verringert sich über die Länge zum dorsalen Ende. Rippe 11 zeigt einen entgegengesetzten Trend, hier vergrößert sich die Fläche des Rippenquerschnitts über die Länge zum dorsalen Ende. [60]

¹ den Rücken betreffend

² den Bauch betreffend

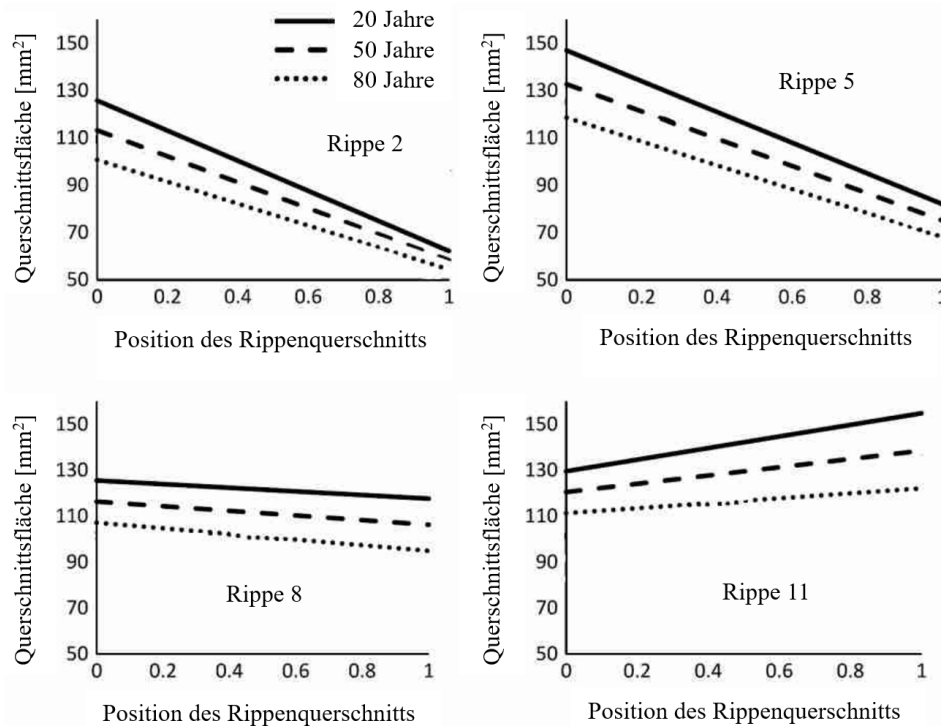


Abbildung 19: Rippenquerschnittsflächen in Abhängigkeit der Position nach [60]

Diese Angaben werden durch die Studie „Geometry of human ribs pertinent to orthopedic chest-wall reconstruction“ [61] in ähnlicher Form untersucht. Zusätzlich dazu ist hier eine Aussage über die Querschnittsform in Abhängigkeit der Länge von menschlichen Rippen zu erkennen. Abbildung 20 a zeigt die visuellen Unterschiede der Querschnittsform von dorsal bis ventral einzelner Rippen. [61]

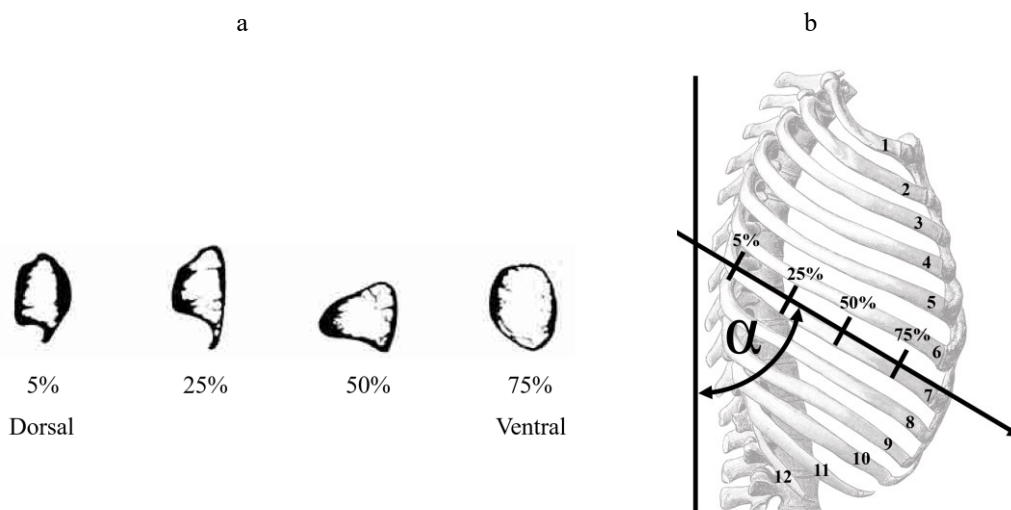


Abbildung 20: a) Querschnittsform nach [61], b) Rippenwinkel nach [62]

Die Position der Querschnitte ist in Prozent zur Bogenlänge der Rippen angegeben. Zusätzlich dazu verändert sich das Verhältnis von Kortikalis (schwarz dargestellt,

außen liegende Knochenrinde) zu Spongiosa (innen liegender, weiß dargestellter Schwammknochenbestandteil). Der kortikale Anteil verringert sich und der Anteil der Spongiosa erhöht sich bis ins Ventrals um 38 %. Dadurch geht man davon aus, dass Steifigkeitsunterschiede der Rippen bei gleichbleibendem Querschnitt auftreten können. Für die geometrische Anordnung aller einzelnen Rippen an der Thoraxwirbelsäule ist der Rippenwinkel von großer Bedeutung. Dieser Winkel α wird in der Sagittalebene angegeben, siehe Abbildung 20 b. [61]

In der von Kent et. al. [63] durchgeführten Studie mit 161 Patienten wurde der Rippenwinkel in Abhängigkeit von Alter, Körpergröße, Gewicht und BMI (Body-Mass-Index) untersucht. Der BMI berechnet sich aus dem Quotienten von Körpergewicht und Körpergröße zum Quadrat. Vorrangig wurde die Geometrie an dem siebten Rippenpaar gemessen. War dies nicht möglich, wurde eine definierte Reihenfolge (vgl. [63]) abgearbeitet. Die Einflussgrößen Alter und Körpergröße zeigen einen geringen Einfluss auf den Rippenwinkel. Jedoch steigt der Winkel signifikant mit zunehmendem Body-Mass-Index und Gewicht, siehe Abbildung 21.

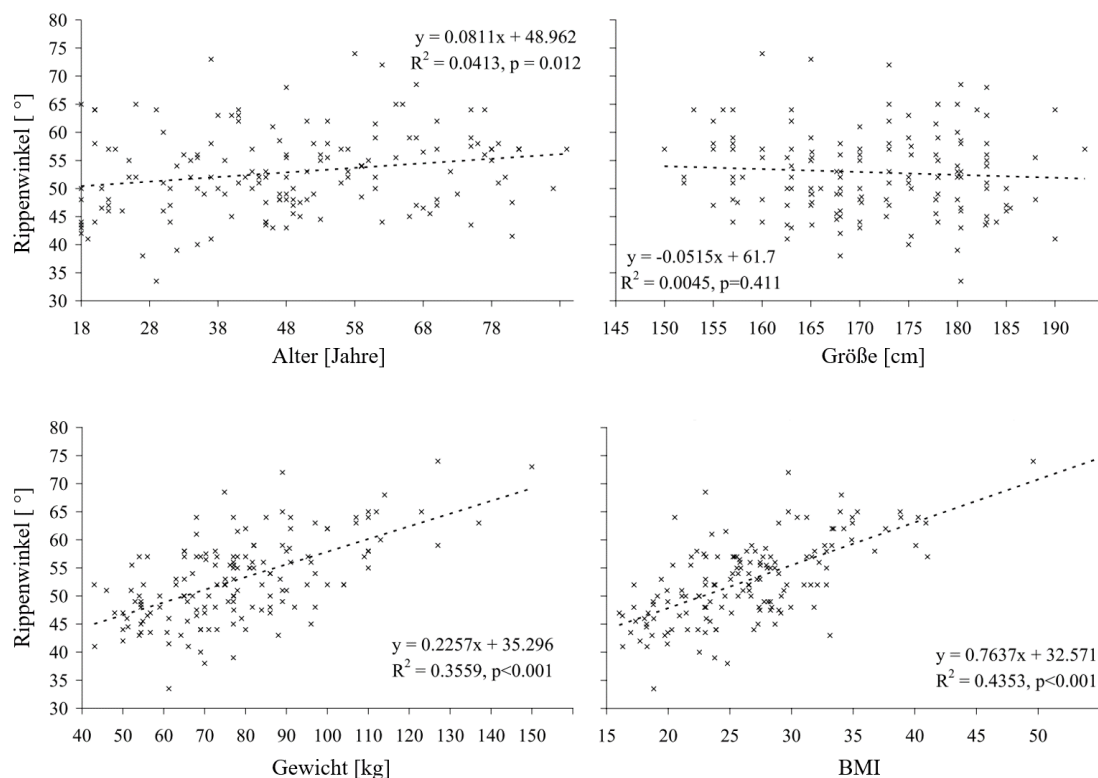


Abbildung 21: Abhängigkeiten des Rippenwinkels nach [63]

Mit den ermittelten univariaten linearen Regressionsmodellen ist es möglich, den Bereich des Rippenwinkels α für den Median (50. Perzentil) einzugrenzen. Eine Berechnung der zugrunde liegenden Formeln, siehe Abbildung 21, liefert für das 50.

Perzentil die folgenden Ergebnisse des Rippenwinkels in Abhängigkeit von Alter, Größe, Gewicht und BMI, siehe Tabelle 8. Zu beachten ist, dass der Rippenwinkel zwischen Probanden auch innerhalb einer Alters-, Gewichts- oder Größenklasse stark variiert. Für berechnete Rippenwinkel nach dieser Methode sollten Toleranzen angesetzt werden (bspw. $\pm 2^\circ$).

Tabelle 8: Berechnete Rippenwinkel der 7. Rippe nach Kent. et. al. [63]

	50. Perzentil	Rippenwinkel α
Alter min.	18 Jahre	50°
Alter max.	65 Jahre	54°
Größe	1,75 m	53°
Gewicht	79 kg	53°
BMI	25,8	52°

Die Rippenwinkelanalyse der Studie von Wagner et. al. [64] erkannte weitere Unterschiede z. B. dass die Rippen nicht komplett parallel untereinander orientiert sind und zwischen rechter und linker Brustkorbhälfte ebenfalls Unterschiede auftreten können. Diese Abweichungen werden jedoch wegen der geringen Bedeutung für diese Arbeit, nicht weiter betrachtet. Die Geometrie des Sternums wird maßgeblich durch die Position des ventralen Anfangs aller Rippe bestimmt. [64]

4.2.2 Trauma-Biomechanik

Der zweite Arbeitsschritt der Entwicklung beschreibt mithilfe der Trauma-Biomechanik den Ablauf und die Funktion von Verletzungen. Die Beschreibung von biologischen Systemen, biologischen Gewebes und medizinischen Problemen mit mechanischen Prinzipien wird als Biomechanik bezeichnet. Ein Teilbereich der Biomechanik, der sich mit der Entstehung von Verletzungen durch mechanische Einwirkungen beschäftigt, wird als Verletzungsbiomechanik oder Trauma-Biomechanik bezeichnet. In dieser Arbeit ist die Analyse, die Messung und die Modellierung von Auswirkungen verschiedener mechanischer Belastungen infolge von Verkehrsunfällen auf den menschlichen Körper besonders relevant. [2]

Zuerst ist es wichtig, die möglichen Verletzungen und deren Zusammenhänge zu kennen. Mit den Grundlagen aus Abschnitt 2.4 wird nun weiterführend eine Betrachtung des Thoraxes hinsichtlich der Verletzungsmechanismen durchgeführt. Dabei

beschränken sich Brustkorbverletzungen durch Straßenverkehrsunfälle auf stumpfe Traumata [2]. Diesbezüglich können drei verschiedene Mechanismen (Kompression, viskose Belastung und Massenträgheit der Organe) einzeln oder in Kombination auftreten. Die daraus entstehenden Verletzungen können knöcherne Verletzungen und/oder Weichteil- und Organverletzungen sein, siehe Abbildung 22. Häufig treten innere Organverletzungen zusammen mit Rippenfrakturen auf. Dieser Zusammenhang ist zum einen mit dem anatomischen Aufbau und der Schutzfunktion des knöchernen Brustkorbs zu erklären und zum anderen durch medizinische Studien begründet. In vielen dieser Studien konnte übereinstimmend gezeigt werden, dass die häufigste Ursache für Thoraxverletzungen mit 70 bis 80 % der Verkehrsunfall ist. Das Durchschnittsalter beträgt dabei 43 Jahre und das Geschlecht ist überwiegend männlich (71 %). [20, 65, 66]

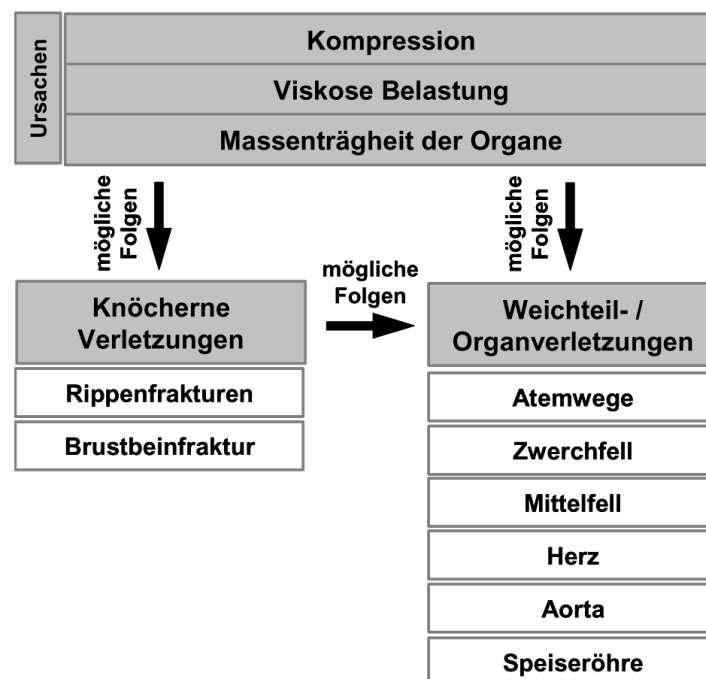


Abbildung 22: Verletzungsursachen und deren Wirkungen [67]

Die Ergebnisse mehrerer Quellen [65, 68–73] zeigen, dass Rippenfrakturen bzw. Rippenserienfrakturen die zweithäufigste Verletzung beim Thoraxtrauma sind, siehe Tabelle 9. In 75 % der Fälle mit Rippenfrakturen finden Assoziationen zu anderen Thoraxverletzungen wie z. B. Lungenkontusion, instabiler Thorax, Hämathorax und Pneumothorax statt. [68, 72]

Tabelle 9: Thoraxverletzungen und ihre Häufigkeitsverteilung beim Thoraxtrauma nach [65, 68–73]

anatomisch betroffene Struktur von Thoraxverletzungen	Häufigkeit
Lungenkontusion	30-75 %
Rippenfrakturen	30-55 %
Hämatothorax	20-25 %
Pneumothorax	20 %
Instabiler Thorax	10-15 %
Herz	6-9 %
Sonstige	18 %

Diese Organverletzungen infolge von Rippenbrüchen werden auch von Kramer et. al. [74] aufgeführt. Eine einzelne Rippenfraktur stellt dabei noch keine lebensbedrohliche Gefahr dar. Ab drei zerstörten Rippen auf einer Seite spricht man bereits von einer AIS3-Verletzung, welche zu einem instabilen Thorax führen kann. Dies hat zur Folge, dass die Lunge nicht mehr mit ausreichend Sauerstoff versorgt werden kann. Weitere schwerwiegende Verletzungen infolge von frakturierten Rippen sind der Hämatorax und Pneumothorax. Hier wird der Pleuraspalt, vgl. Abschnitt 4.2.1, durch die gebrochene Rippe beschädigt und der fehlende Unterdruck und/oder die Einblutung der Gefäße führt zur Verringerung des Lungenvolumens bis zum Komplettersagen der Lunge. [74]

Mit diesen Erkenntnissen der Verletzungsmechanismen und -zusammenhänge wird im Folgenden der Fokus auf Rippenbrüche beschränkt, weil Frakturen sehr häufig beim Thoraxtrauma entstehen, vgl. Tabelle 9. Im Prinzip können Rippen an beliebiger Stelle brechen. Physikalisch betrachtet ist die Wahrscheinlichkeit hoch, dass sie an der Stelle der größten Krümmung oder am Krafteinwirkungspunkt versagen. Dabei ist der seitliche Anstoß des Brustkorbs besonders gefährlich. Hierbei ist jedoch die Form des Anprallkörpers zu beachten, siehe Abbildung 23. [2, 74]

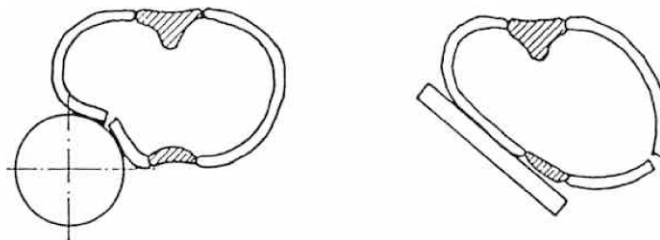


Abbildung 23: Lokalisation von Rippenfrakturen in Abhängigkeit eines Anprallkörpers [74]

Die größte Krümmung der Rippen aufgrund des größten Biegemoments ist seitlich zu erkennen. In Kombination mit dem geringen Muskelgewebe an dieser Stelle sind vorwiegend laterale Frakturen von Rippen zu erwarten. [2, 74]

Die Leichenversuche von Stalnaker et. al. [75] und Melvin et al. [76] zeigten, dass Rippenfrakturen stärker durch die Rippen-Durchbiegung auftreten als durch den zeitlichen Verlauf der Biegegeschwindigkeit. Wird die maximale plastische Spannung im Knochen überschritten, kommt es zum Bruch (danach gibt es keine Tragwirkung). Ohne Beachtung der plastischen Verformungseigenschaften sind zugehörige Spannungen für eine gegebene Deformation unüblich. Bei der Interpretation von Spannungsmesswerten in experimentellen Tests mit Leichen oder anthropomorphen Testpuppen ist speziell darauf zu achten, dass alle gemessenen Spannungen nach dem Knochenbruch bzw. bereits bei der Überschreitung der plastischen Spannung nicht verwertbar sind. [75, 76]

Die mechanische Beschreibung von Knochenbrüchen und deren Materialkennwerte werden im nächsten Unterabschnitt 4.2.3 beschrieben. Für die Entwicklung des Brustkorbsystems ist an dieser Stelle das mechanische Gesamtverhalten von hohem Interesse. Es liegen sowohl Ergebnisse aus Versuchen mit freiwilligen Personen bei geringer Belastung als auch Ergebnisse aus Untersuchungen an Leichen vor, die einer höheren Belastung ausgesetzt waren.

Lobdell et. al. [77] untersuchten die Auswirkungen der allgemeinen Muskelanspannung auf die Steifigkeit des Brustkorbs. Männliche Probanden wurden verwendet und mit einer speziellen Schnittstellenkonfiguration in der Mitte des Thoraxes frontal dynamisch belastet. Es wurden Messungen der Normalkraft gegen den Brustkorb und der absoluten Verschiebung (anteroposterior) vorgenommen. Die Daten umfassen die zeitlichen Verläufe der Kraft und der Gesamtauslenkung. Die Abbildung 24 zeigt ein korridorartiges Diagramm für die Belastungskurven der Probanden im entspannten und angespannten Zustand. Für geringe Belastung bis maximal 1 kN hat die Anspannung der Oberkörpermuskulatur eindeutig einen erheblichen Einfluss auf die Steifigkeit des Brustkorbs. Bei einem Referenzwert für die Gesamtdurchbiegung von 32 mm ist das Kraftniveau im angespannten Zustand ca. 530 N höher als im entspannten Zustand. Die maximale Durchbiegung wurde zum Schutz der Probanden zwischen 25 mm und 32 mm mechanisch blockiert. Die Impaktormasse und -geschwindigkeit sind nicht bekannt. [77]

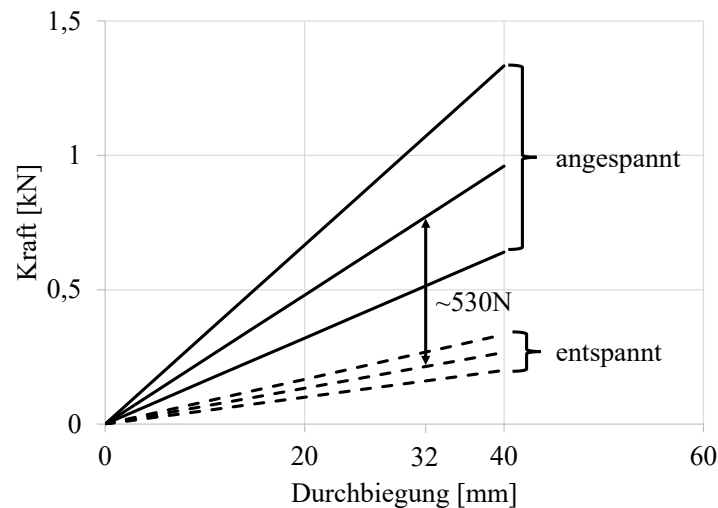


Abbildung 24: Kraft-Durchbiegungs-Kennlinie bei männlichen Probanden nach [77]

Mit einem vergleichbaren Versuchsstand untersuchten Kroell et. al. [78, 79] die Kraft-Durchbiegungs-Relation mit Leichenversuchen. Der stumpfe Brustkorbaufprall wurde mit Impaktormassen zwischen 22,9 kg – 23,6 kg und Impaktorgeschwindigkeiten zwischen 24,1 km/h und 26,7 km/h untersucht. In der Abbildung 25 sind die Ergebnisse von acht Leichen als Kraft-Durchbiegungs-Diagramme zusammengeführt, die einen Vergleich der Ähnlichkeiten und Unterschiede zwischen den verschiedenen Kurven ermöglichen. Die Tabelle 10 liefert die hinterlegten Informationen der acht PMHS-Versuche. [78, 79]

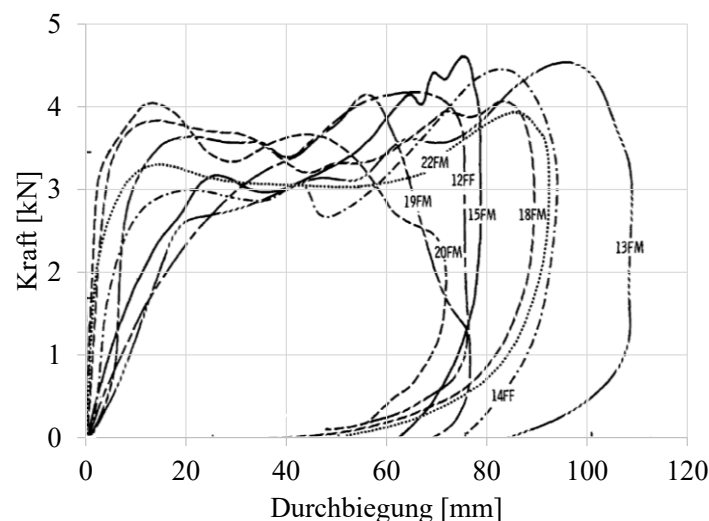


Abbildung 25: Dynamische Kraft-Durchbiegungs-Kennlinien nach [78]

Die Ergebnisse sind trotz der großen Altersspanne, der anatomischen Merkmale und der Tatsache, dass beide Geschlechter vertreten sind, relativ ähnlich. Es lässt sich ein charakteristischer Belastungsverlauf erkennen, der auch in anderen Studien [80, 81]

zu sehen ist. Aber auch deutliche Unterschiede sind mit der Gegenüberstellung der Daten und Verletzungen aus Tabelle 10 zu identifizieren.

Tabelle 10: PMHS-Daten nach Kroell et. al. [78]

Bezeichnung	Alter	Größe [m]	Gewicht [kg]	Anzahl Rippenfraktur	Weichteil- verletzung
12FF	67	1,63	62,6	22	ja
13FM	81	1,68	76,2	21	ja
14FF	76	1,56	57,6	7	ja
15FM	80	1,65	53,1	13	ja
18FM	78	1,77	65,8	14	ja
19FM	19	unbekannt	65,8	0	nein
20FM	29	1,80	56,7	0	nein
22FM	72	1,83	74,8	17	ja

FF: nicht einbalsamierte Frau, FM; nicht einbalsamierter Mann

Zwischen den jüngeren Exemplaren (19FM, 20FM), die praktisch keine Skelettschäden aufwiesen, und der Gruppe der älteren Exemplare, bei denen diese Schäden im Allgemeinen umfangreich waren, treten große Differenzen auf. Es ist aus dieser Studie ebenfalls zu erkennen, dass mit Rippenfrakturen gleichzeitig Weichteilverletzungen aufgetreten sind. [78–81]

Das Bruchverhalten einzelner Rippen wurde von Mayer et. al. [80] und Kimpara et. al. [82] mittels 3-Punkt-Biegeversuchen beschrieben. Aus den Versuchen geht ein dreiphasiges Belastungsverhalten hervor. Zuerst lässt sich der elastische Verlauf durch die Anfangssteifigkeit mittels E-Modul beschreiben. Danach folgt das elastoplastische Materialverhalten, gefolgt vom Versagen der Rippe mit Nachbruchverhalten, vgl. Anhang C.2. Das durchschnittliche laterale maximale Biegemoment von Kimpara et. al. [82] beträgt 7,1 Nm bei einer Prüfgeschwindigkeit von 3,9 m/s und einem Durchschnittsalter der männlichen Rippen von 65 Jahren. Das durchschnittliche laterale maximale Biegemoment von Mayer et. al. [80] beträgt 10,6 Nm bei einer Prüfgeschwindigkeit von 100 mm/min und einem Alter der weiblichen Rippen von 32 Jahren. In einer weiteren Studie [83] wurde im 3-Punkt-Biegeversuch mit menschlichen Rippen das Verhältnis zwischen Belastungsposition der Krafteinleitung und maximalem Biegemoment erarbeitet, vgl. Anhang C.3. An der Stelle Posterior der Rippe ist das maximale Biegemoment am größten. In Richtung lateraler Position nimmt es um ca. 25 % ab und zur Position anterior¹ um weitere 25 %. [80, 82, 83]

¹ weiter vorne gelegen

Die hier dargelegten Ergebnisse und Beobachtungen müssen vor dem Hintergrund bestimmter Einschränkungen aufgrund der Leichenversuche betrachtet werden, vgl. Abschnitt 4.1. Die Einzelheiten des Versuchsablaufs, die Messtechnik und die Annahmen und Interpretationen müssen beachtet werden, die im Verlauf der Datenanalyse angewendet wurden. Weitere Informationen sind den hinterlegten Quellen zu entnehmen. Zusätzlich sind im Anhang C.4 weitere gängige Toleranzwerte für Thorax-Belastungen aufgelistet.

4.2.3 Materialauswahl

Knochengewebe besteht, bezogen auf einen erwachsenen Menschen, zu 56 % aus anorganischem und zu 27 % aus organischem Material sowie zu 17 % aus Wasser. Makroskopisch gesehen unterteilt sich der Knochen in den festen Bestandteil Kortikalis und dem schwammähnlichen Bestandteil Spongiosa. Neben diesen Hauptbestandteilen prägen weitere Knochenteile, je nach Ort, Funktion und Größe des Knochens den Aufbau, vgl. Abbildung 26. [35]

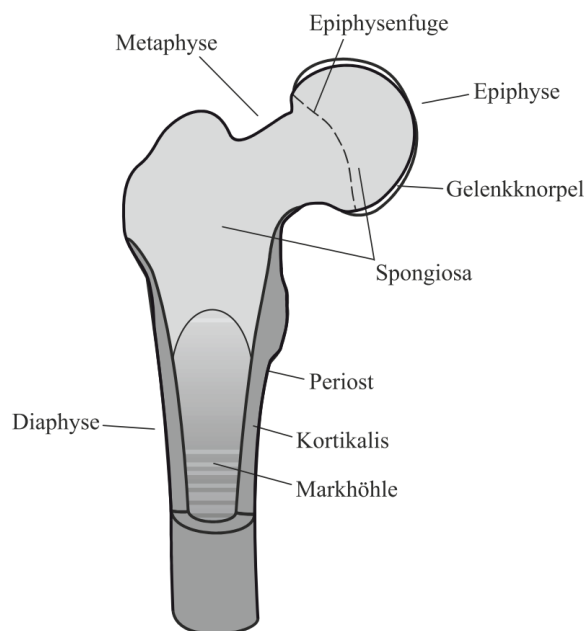


Abbildung 26: Knochenbestandteile am Beispiel eines Oberschenkelknochens [35]

Das Materialverhalten ist inhomogen, anisotrop und besitzt eine komplexe Struktur. Das Verhalten von Knochengewebe ist abhängig von der Position im Körper und von der Belastungsrichtung. Die Inhomogenität des Materials ist in axialer Richtung,

radialer Richtung und Umfangsrichtung zu erkennen. Ferner verändert sich lebendes Knochengewebe über die Zeit, kann sich an Beanspruchungssituationen anpassen und kann durch Krankheiten geschädigt werden. Vergleicht man Kortikalis und Spongiosa hinsichtlich der Steifigkeit ist zu erkennen, dass das E-Modul des Knochens weitestgehend vom kortikalen Knochengewebe bestimmt wird, siehe Abbildung 27.

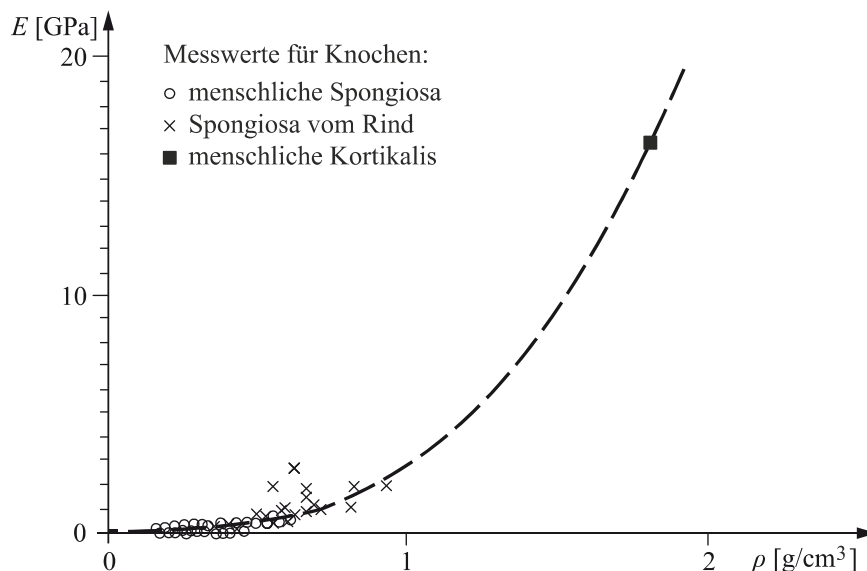


Abbildung 27: E-Modul und Dichte für Spongiosa und Kortikalis im Vergleich [35]

Somit werden physikalische Kennwerte der Kortikalis für die Beurteilung eines Substitutionsmaterials gewählt. Aus der Literatur sind Kennwerte wie Dichte, Biege- und Zugfestigkeit, Elastizitätsmodul und Bruchdehnung bekannt. Für die Erstellung eines Ersatzwerkstoffes kann mithilfe des kortikalen E-Moduls eine erste Einordnung zwischen Aluminium und Kunststoff getroffen werden. [35]

Neben den Gesichtspunkten der guten Formbarkeit und Reproduzierbarkeit ist vor allem die Bruchmechanik ein ausschlaggebendes Kriterium für die Auswahl eines Materials. Mit dem Ziel, Materialmischungen einfacher anpassen zu können, fällt die Auswahl in die Gruppe der Kunststoffe. Bei der Materialrecherche sind Gießharze für die Anwendung in einem biofidelen Dummy und deren Anforderungen gut geeignet. Epoxidharz passt sehr gut zu dem Anforderungsprofil. Er ist einfach zu verarbeiten, härtet chemisch aus und kann mit weiteren Materialien kontrolliert gemischt werden. Nach sieben Vorversuchen unterschiedlicher Mischungen aus Epoxidharz, Härter, Glasfaserschnitzel und Aluminiumpulver wurde ein Knochenersatzmaterial hergestellt, welches aus Aluminiumpulver und Epoxidharz besteht. Es kann

hinsichtlich bekannter Literaturkennwerte verglichen werden. Diese Ergebnisse sind in der Tabelle 11 gegenübergestellt.

Tabelle 11: Knochen und Knochenersatz im Vergleich

	Knochen [35, 84–88]	Knochenersatz [89, 90]
Dichte [g/cm ³]	1,7-2,3	1,39
Biegefestigkeit [N/mm ²]	157-209	87
Zugfestigkeit [N/mm ²]	51- 164	47
Elastizitätsmodul allgemein [N/mm ²]	9600- 27400	3400
Elastizitätsmodul Knochengelenk [N/mm ²]	420-750	
Max. Dehnung bei Zug [%]	1,4-3,2	1,6

Unter Berücksichtigung der Gießbarkeit des Materials und der Minimierung von Fehlstellen im Gießprozess (z. B. Lufteinschlüsse) können E-Modul, Biege- und Zugfestigkeit nicht weiter gesteigert werden. Die Hauptanforderung des Knochenmaterials ist eine realistische Darstellung von Knochenbrüchen. Damit diese Forderung erfüllt werden kann, ist eine Anpassung der Bruchkraft bzw. des Bruchmomentes nötig, welche abhängig von der Querschnittsfläche ist. Beispielsweise geht bei zylindrischen Röhrenknochen der Durchmesser quadratisch und die Wandstärke linear in das Widerstandsmoment ein (bei geringer Wandstärke), wodurch eine Steigerung des Bruchmomentes durch kleine geometrische Änderungen des Durchmessers vorgenommen werden kann. [91]

Der Begriff **Weichteilgewebe** ist eine allgemeine Beschreibung des weichen menschlichen Gewebes. Es beinhaltet die inneren Organe, das Fettgewebe, das Muskelgewebe und das Bindegewebe. Die Bänder und Sehnen sowie die Haut werden aufgrund Ihrer besonderen Funktion für die Dummy-Entwicklung gesondert betrachtet. Eine allgemeingültige Beschreibung des Weichteilgewebes mit Materialparametern ist mithilfe der Literatur für eine definierte Aufstellung nicht möglich. Durch die unterschiedliche Verteilung der Bestandteile dieser Gewebearten im Körper sind die Eigenschaften sehr unterschiedlich und stark abhängig von Größe, Gewicht, Alter, Geschlecht und Körperregion. Je nach Funktion wird weiches menschliches Gewebe mit Nährstoffen versorgt, was die Beschreibung der Eigenschaften zusätzlich erschwert. Es ist jedoch bekannt, dass das menschliche Weichteilgewebe viskoelastische Eigenschaften besitzt. Diese Eigenschaft ist vorwiegend in der Crashtest-

Anwendung von hoher Bedeutung. Dieses Anforderungsprofil für Ersatzweichteilgewebe wird von Silikonen aus der Gruppe der synthetischen Polymere erfüllt. Unter der Berücksichtigung der Dichte von Fett-, Organ- und Muskelgewebe von ca. 0,97 bis 1,02 g/cm³ wird das Zweikomponenten-Silikon von Zhermack ausgewählt. Ein RTV¹-Silikonkautschuk mit viskoelastischen Eigenschaften, einer hohen Fließfähigkeit im unvulkanisiertem Zustand und einer guten Altersbeständigkeit eignet sich für die Anwendung im biofidelen Dummy. Silikon mit einer Shore-A-Härte von ≤ 5 wird für weiche und flexible Weichteilbereiche eingesetzt und ein Silikon der Shore-A-Härte von 22 wird für härtere und reißfestere Weichteilbereiche und Gelenke verwendet. [88, 92–95]

Die menschliche **Haut** unterteilt sich in die Oberhaut (*Epidermis*), die Lederhaut (*Dermis*, *Corium*) und das Unterhautfettgewebe (*Subcutis*) [96]. Aus Tierversuchen mit Kaninchenhaut ist bekannt, dass die Haut eine Dehnung zwischen 50 % und 100 % aufzeigt [88]. Zu beachten ist, dass die mechanischen Eigenschaften der Haut durch die unterschiedliche Dicke zwischen 1 bis 2 mm in verschiedenen Regionen des Körpers variieren. Zusammen mit der Unterhaut (Subcutis) kann die Hautdicke stellenweise bis zu 15 mm betragen [97]. Eine Dehnung mit 100% wird mit dem Material Chloropren-Kautschuk erreicht. Um hier die Reißfestigkeit zu steigern, wird zusätzlich Latex hinzugefügt. Für den Dummy ist es wichtig, dass die Ersatzhaut als Ganzes alle Dummy-Bestandteile zusammenhält und abschließt.

4.2.4 Konstruktion

Für die Konstruktion des Dummys wurde die CAD-Software CATIA V5-6 von Dassault Systèmes verwendet. Mit dieser Software können komplexe Volumenkörper und prozedurale Flächen erstellt werden, welche parametrisch-assoziativ zu Baugruppen zusammengefasst und organisiert werden können. Ferner eignet sich das CATIA-Modul „Rapid Prototyping“ für die Aufbereitung der Ergebnisse, welche für die spätere Fertigung nötig sind, vgl. Unterabschnitt 4.2.5. [98]

Um die geforderten Knochenwerte, vgl. Tabelle 11, zu erreichen, muss das Design mit dem Knochenersatzmaterial größer ausgelegt werden. Dadurch verringert sich der Bauraum für das Knochengerüst. Somit werden einzelne Vereinfachungen an Stellen vorgenommen, wo keine Funktionsbeeinträchtigung erwartet wird. Für den Thorax

¹ Raumtemperaturvulkanisierend

sind es die Rippenpaare 1-3, 11, und 12 welche für diesen Entwurf nicht berücksichtigt werden.

Mit den Erkenntnissen der Unterabschnitte 4.2.1 bis 4.2.3 ist es nun möglich, die Dimensionen der Rippen für die Konstruktion zu definieren. Durch Xiangnan et. al. [60] (vgl. Abbildung 19) ist bekannt, dass die Querschnittsfläche für die Mehrheit der Rippenpaare von ventral nach dorsal kleiner wird. Gleichzeitig ist dorsal das kortikale Knochengewebe flächenbezogen ca. 38 % höher als ventral. Diese Verteilung wird von den Ergebnissen der 3-Punkt-Biegeprüfungen bestätigt, vgl. Unterabschnitt 4.2.2. Für die Rekonstruktion von Rippen mit einem gleichbleibenden Material müssen diese Festigkeitsunterschiede berücksichtigt werden.

Entgegengesetzt der menschlichen Querschnittsflächenverteilung wird für eine funktionsgerechte Verteilung der Belastbarkeit, dorsal die Querschnittsfläche größer und ventral kleiner gewählt. Dieser Trend wird auch durch die Verteilung des Bruchbiegemomentes sichtbar. Je nach Alter und Geschlecht ist bekannt, dass das Biegemoment zwischen ca. 7,1 Nm und ca. 10,6 Nm liegt. Weil keine 12 Rippenpaare nachgebildet werden und ältere Personen geringere Werte aufweisen, wird für die Dimensionierung des Dummys das laterale Bruchbiegemoment M_{bB} mit 10 Nm gewählt. Durch das Verhältnis von Cormier et. al. [83], vgl. Unterabschnitt 4.2.2, ergibt sich der Wert für posterior¹ 13,3 Nm und anterior² 6,7 Nm. Nun lässt sich mit der Bruchbiegefestigkeit σ_{bB} des Knochenersatzwerkstoffes von 87 N/mm² die Größe des Widerstandsmomentes W_b der Rippen für die drei Belastungspositionen berechnen, siehe Formel 4.1. Die Ergebnisse sind in der Tabelle 12 aufgelistet.

$$W_b = \frac{M_{bB}}{\sigma_{bB}} \quad (4.1)$$

Als Querschnittsform wird die symmetrische Ellipse, siehe Abbildung 28, mit einem Flächenverhältnis von $a = 2 \cdot b$ gewählt. Das Widerstandsmoment W_b der Ellipse ist in der Formel 4.2 aufgeführt.

¹ der hintere

² weiter vorne gelegen

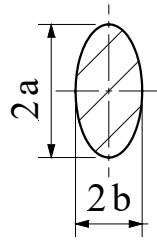


Abbildung 28: Querschnittsfläche Ellipse

$$W_b = \frac{\pi b^2 a}{4} \quad (4.2)$$

Mit dem eingesetzten Flächenverhältnis und dem bereits berechneten Widerstandsmoment, kann mit Formel 4.3 a und b für die Position Posterior, Lateral und Anterior bestimmt werden, siehe Tabelle 12. Neben der Größe der Querschnittsfläche ist der Rippenwinkel zu bestimmen. Dieser wird nach der Method von Kent et. al. [63] berechnet, vgl. Tabelle 8. Für das 50. Perzentil wird der Wert nach der BMI-Methode verwendet, vgl. Unterabschnitt 4.2.1. Dieser beträgt 52° und liegt im Wertebereich der ermittelten Winkelangaben nach Alter, Größe und Gewicht.

$$b = \sqrt[3]{\frac{2W_b}{\pi}} \quad (4.3)$$

Tabelle 12: Positionsabhängige Kennwerte der Rippenkonstruktion

Position	Biegemoment-verhältnis [%]	Bruchbiegemoment M_{bB} [Nm]	Widerstandsmoment W_b [mm ³]	a [mm]	b [mm]
Posterior	100	13,3	153	9,2	4,6
Lateral	75	10	115	8,4	4,2
Anterior	50	6,7	77	7,4	3,7

Mit der Bemaßung der Rippenformen nach Holcombe et al. [59], vgl. Abbildung 18, kann nun die Geometrie mithilfe von CAD für die Rippen erstellt werden. Abbildung 29 zeigt exemplarisch die konstruierte Rippe 7 links (05.KT.07.01 L) mit den drei Querschnittsflächen.

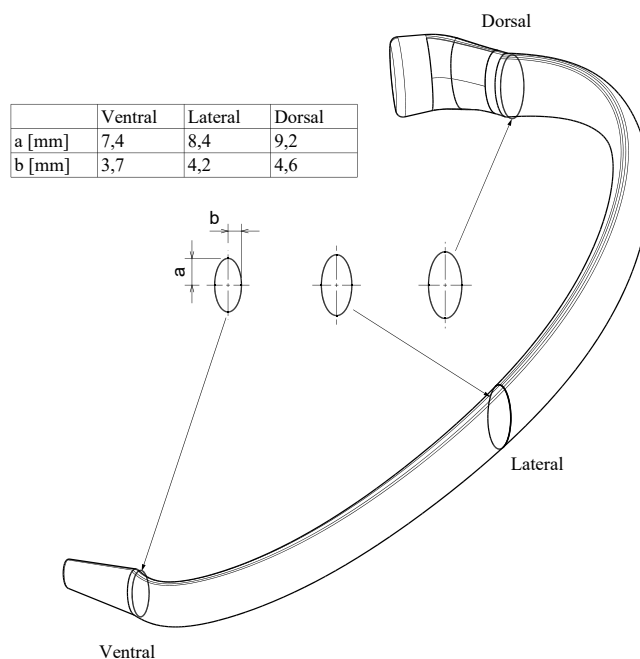


Abbildung 29: Isometrische Ansicht der Rippenkonstruktion der 7. Rippe 05.KT.07.01 L mit Querschnittsellipsen

Die technische Zeichnung des Brustkorbs mit allen Rippen und dazugehörigen Komponenten kann der Abbildung 30 entnommen werden. Durch die Konstruktion aller Rippenpaare und deren Anordnung mit dem Verlauf der Wirbelsäule und dem Rippenwinkel, wird die Position und Größe des Lätzchens bzw. Sternum definiert. Dieses wird mit dem Weichteilersatzmaterial ZA22 erstellt, da eine flexible Verbindung von Rippe zu Sternum als Gelenk gefordert wird, siehe Unterabschnitt 4.2.3.

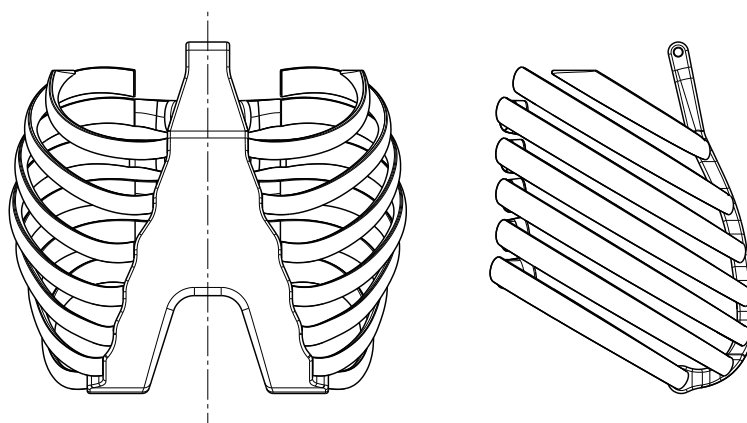


Abbildung 30: Thorax-Konstruktion in Frontal- (links) und Seitenansicht (rechts)

Das Sternum als Knochenbauteil wird in diesem Falle vernachlässigt. In der Diagnoseliste der Verletzungsskala AIS sind dafür nur drei Codes bekannt (450899.1, 450802.1, 450804.2) mit einem Schweregrad von maximal 2 (mäßig). [48, 99]

Aus der Zusammenarbeit mit der Rechtsmedizin geht der funktionelle Aufbau des Thoraxes mit der Einbindung in den gesamten Körper hervor. Die fest verwachsenen Strukturen erhöhen die Anforderungen an Konstruktion und Fertigung hinsichtlich des Zusammenhalts von Rippenknochen, dem Weichteilgewebe und der Haut. Dieser komplexe Sachverhalt, insbesondere die Interkostalmuskulatur, vgl. Unterabschnitt 4.2.1, ist technisch nicht vollständig umsetzbar. Es wird eine vereinfachte Konstruktion als Kompromiss gefunden, welche die Funktionen eines zusammenhängenden Brustkorbs darstellt und gleichzeitig mit den gewählten Materialien gefertigt und montiert werden kann. Die Rippen werden mit dem Silikon von Zhermack der Shore-A-Härte ≤ 5 bis zur Hälfte des Thoraxes, bezogen auf die Sagittalebene, umgossen. Dadurch entstehen Verbindungen der Rippen untereinander, welche aus der Anatomie und der Rechtsmedizin bekannt sind. Durch die Limitation der Montagemöglichkeit kann der knöcherne Brustkorb nicht als Ganzes mit Silikon umgossen werden. Die zweigeteilte Konstruktion verbindet sich mit dem Sternum untereinander und wird durch ein Band und die Ersatzhaut zusammengehalten. Dieser Lösungsansatz wird in der Abbildung 31 verdeutlicht.

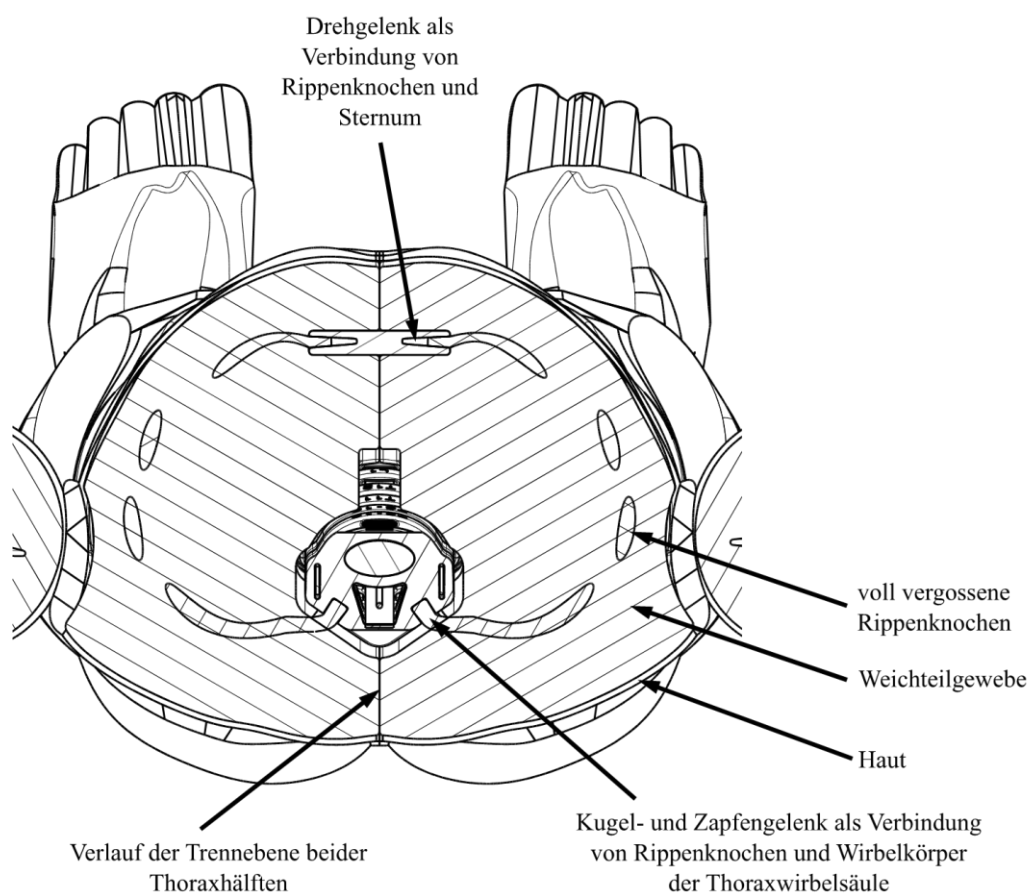


Abbildung 31: Thorax im Schnitt der Transversalebene

Hier ist der Dummy im Schnitt in der Trasversalebene auf der Höhe des Thoraxes zu erkennen. Die Rippen sind an der Wirbelsäule an den einzelnen Wirbelkörpern durch ein nachempfundenen Kugel-Zapfen-Gelenk angebracht. Am anderen Ende der Rippen wird die gesteckte und drehbare Verbindung zum Ersatzsternum erkennbar. Weitere Abbildungen und Konstruktionszeichnungen sind für ein besseres räumliches Verständnis im Anhang C.5 aufgeführt.

4.2.5 Fertigung von Knochen- und Weichteilbestandteilen

Bis auf die Ersatzhaut sowie wenige Norm- und Kaufteile besteht der Dummy hauptsächlich aus urgeformten Bauteilen für die Knochen- und Weichteilbestandteile. Zur Fertigung dieser Teile wird das Vakuumgussverfahren gewählt. Mit diesem Verfahren können die gewählten Materialien für Knochen- und Weichteilgewebe in flüssigem Zustand verarbeitet werden. Basis dieses Verfahrens sind die konstruierten 3D-Modelle. Diese werden aufbereitet, tesselliert, in definierte Schichten zerlegt und für das additive Fertigungsverfahren des selektiven Lasersintern vorbereitet. Damit können Modelle mit komplexer Geometrie ohne hinderliche Stützstruktur im Pulverbettverfahren gefertigt werden. Diese Modelle werden nach einer Finish-Anwendung im Gusskasten eingesetzt. Durch das anschließende Umgießen mit Silikon wird eine Negativform erzeugt. Nun kann flüssiges Epoxidharz oder Silikon in die Form unter Vakuum eingelegt werden. Dabei verhindert das Vakuum Lufteinschlüsse im Bauteil und vermeidet Fließwiderstände. Der Prozess wird mit der Abbildung 32 verdeutlicht. [100]

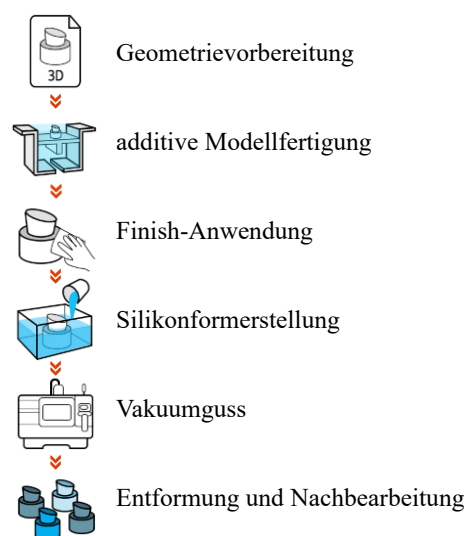


Abbildung 32: Teilefertigungsprozess für Knochen- und Weichteilbauteile nach [101]

Das Epoxidharz-Aluminiumpulver-Gemisch oder das Zhermack-Silikon härtet aus und kann durch die Biegsamkeit der Form leicht entnommen werden. Mit dieser flexiblen Form ist die Fertigung von Bauteilen mit komplexer Geometrie und Hinterschnitten, im Gegensatz zum Spitzguss, möglich. Die Formen können in Abhängigkeit von dem Material und der Bauteilform bis zu 300-mal wiederverwendet werden. Durch die exotherme Reaktion der Zweikomponenten-materialien kommt es zu geringem Schwund im Bauteil. Um eine hohe Geometriegenauigkeit zu erreichen, werden für die Form- und Lagetoleranzen für Kunststoffteile nach DIN16742-TG5 eine Mindesttoleranz von $\pm 0,1\text{mm}$ angewendet. Für größere Bauteile werden in Abhängigkeit vom Nennmaßbereich die entsprechenden Aufmaßbereiche der TG5 gewählt. [102]

Abbildungen zum Vakuumgussverfahren am Beispiel der Rippen und des Thoraxes sind im Anhang C.6 zu finden. Hierbei ist auch das Ergebnis der fest in die Thorax-Hälften vergossenen Rippen zu erkennen.

4.3 Entwicklungs- und Konstruktionsergebnisse

Das konstruierte Gesamtergebnis des Dummys wird in diesem Abschnitt mit ausgewählten Funktionen hinsichtlich der Verbindungen und Gelenken beschrieben. Am Beispiel des Brustkorbs wurde in Abschnitt 4.2 detailliert der Vier-Phasen-Prozess für die Entwicklung der Bestandteile von Körperbaugruppen gezeigt. Dieser Prozess wird für die restlichen Baugruppen analog ausgeführt.

Die Konstruktion gliedert sich entsprechend den Körperregionen, vgl. Tabelle 7, in die 9 Hauptbaugruppen mit den Nummern 01 bis 09. Das Ergebnis beinhaltet Knochenbestandteile (KT), Verbindungsbestandteile (VT), Weichteilbestandteile (WT) und Normteile (NT) als Bauteile. Anhand dieser Bezeichnung ist auch die Nummerierung der 240 Einzelbauteilen erfolgt, siehe Abbildung 33. Ergänzt mit einer laufenden Bauteilnummer mit Versionsangabe und Zuordnungsbeschreibung, lassen sich alle Bauteile eindeutig unterscheiden und zuordnen.

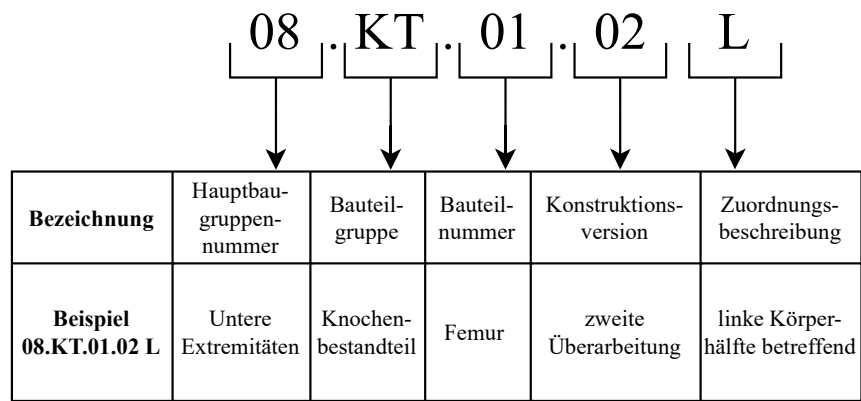


Abbildung 33: Bezeichnung der Bauteilnummerierung

Das Gesamtergebnis des Konstruktionsentwurfes ist in der Abbildung 34 im zusammengesetzten Zustand (a) in der Tiefenschicht mit Konchen und Gelenken und als komplettes Design (b) mit allen Weichteilbestandteilen und der Haut dargestellt. Weitere Visualisierungen und Zeichnungen der Konstruktion sind im Anhang D abgebildet.

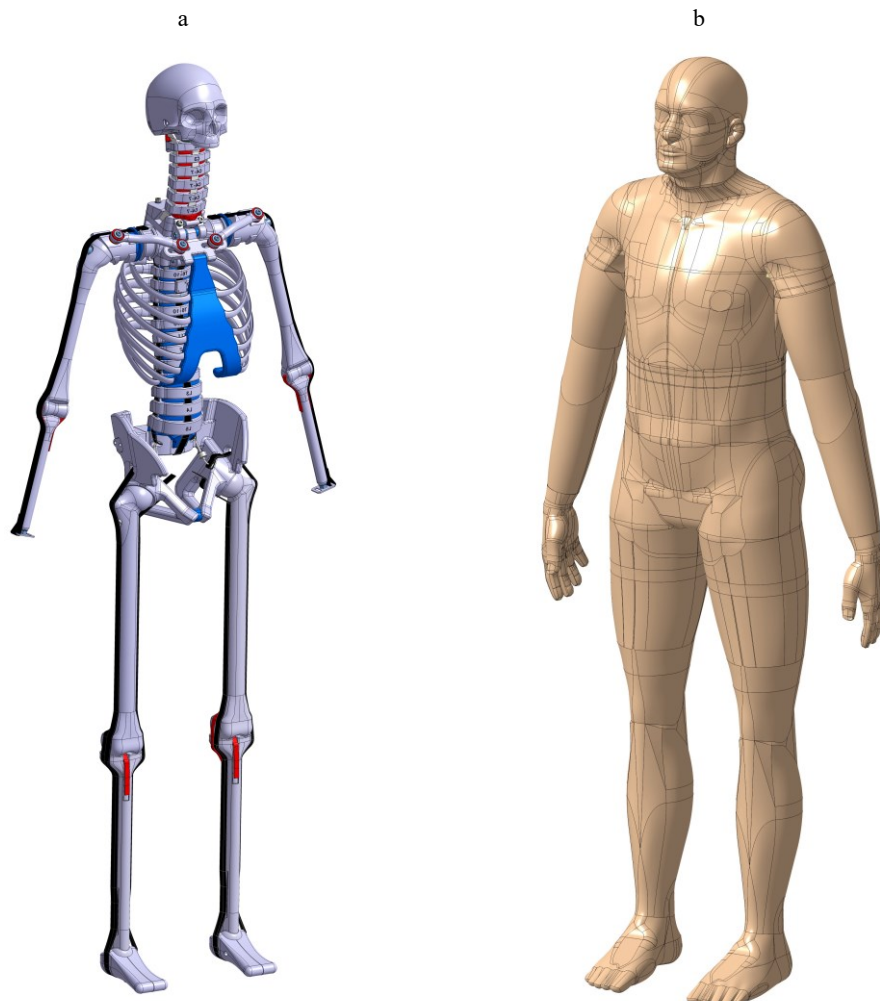


Abbildung 34: a) Darstellung des Dummys in der Tiefenschicht mit Knochen, Gelenken und Bändern,
 b) Gesamtentwurf des Dummys mit Weichteilgewebe und Haut

Die **allgemeinen Angaben** bezüglich Größe und Gewicht orientieren sich nach der DIN 33402-2 [103] des 50. Perzentils. Diese betragen 1,75 m für die Körpergröße und 79 kg für das Körpergewicht. Daraus ergibt sich ein BMI-Wert von $25,8 \text{ kg/m}^2$.

In der Abbildung 35 sind die prozentualen Massenanteile der Körperteile bezogen auf die Gesamtmasse des Körpers angegeben. Mit der Aufteilung des menschlichen Körpers in Körperteile nach [35] kann die Gewichtsverteilung des Dummys überprüft werden. Mit dem Vergleich, der am Dummy ermittelten Werte, kann die Abweichung der Masse körperregionenspezifisch angegeben werden, siehe Tabelle 13.

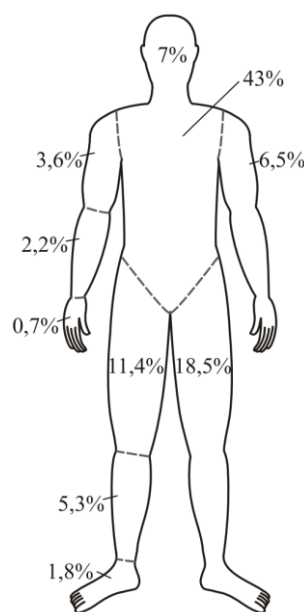


Abbildung 35: Prozentuale Massenanteile der Körperteile bezogen auf die Gesamtmasse [35]

Tabelle 13: Prozentuale Masseverteilung

	Masseverteilung nach [35] [%] (siehe Abbildung 35)	Masseverteilung des Dummy [%]	Abweichung der Dummy-Masse [%]
Kopf	7,0	7,3	+0,3
Rumpf	43,0	42,3	-0,7
Arm	6,5	5,9	-0,6
Oberarm	3,6	3,7	+0,1
Unterarm	2,2	1,5	-0,7
Hand	0,7	0,7	0
Bein	18,5	19,6	+1,1
Oberschenkel	11,4	13,9	+2,5
Unterschenkel	5,3	4,3	-1,0
Fuß	1,8	0,8	-1,0

Insgesamt zeigt der Entwurf eine hohe Übereinstimmung im Toleranzbereich von -1,0 % bis +2,5 %. Die Abweichung des Dummys mit 2,5 % Gewichtszunahme ist im Bereich des Oberschenkels zu erkennen. Aufgrund der ungenauen Abgrenzung der Körperregionen und der angrenzenden Bereiche (Rumpf und Unterschenkel) des Oberschenkels wird diese verhältnismäßig geringe Abweichung vernachlässigt.

Die Entwicklung und Gestaltung der **Verbindungen** im Dummy sind nicht nur für die Funktion der Gelenke wichtig, sondern auch für die darzustellenden Verletzungen relevant. Es existieren im aktuellen Entwurf Schraubverbindung, Klebeverbindung, Steckverbindungen und Klemmverbindungen. Ein Überblick dieser Arten ist in der Abbildung 36 visualisiert.

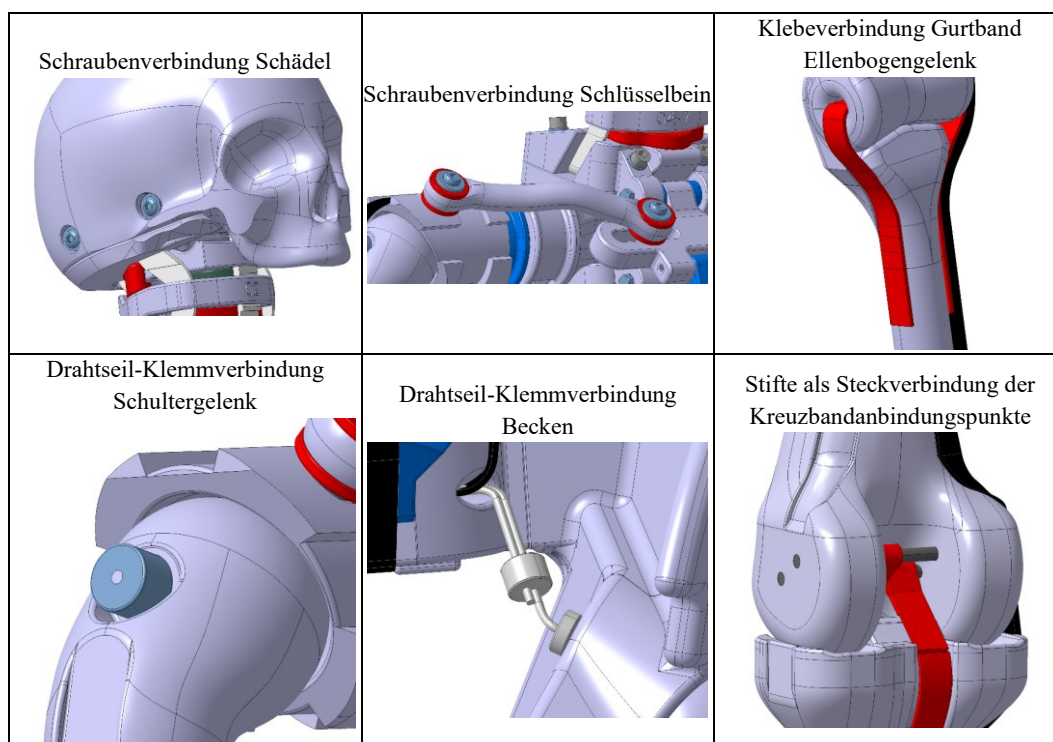


Abbildung 36: CAD-Abbildungen konstruierter Verbindungsarten

Mit den integrierten Verbindungsarten ist die Entwicklung der **Gelenke** möglich. In der allgemeinen Arthrologie sind menschliche Gelenke als Verbindung zwischen Skelettteilen definiert. Dabei unterscheidet man zwischen Synarthrosen (unechten Gelenken) und Diarthrosen (echten Gelenken). Synarthrosen sind gering beweglich und bestehen aus Füllgewebe zwischen den Skelettteilen. Im biofidelen Dummy existieren diese Gelenke als Zwischenwirbelscheiben in der Wirbelsäule, als Schambeinfuge, als Thorax-Brustbein-Gelenk und als Schulterblatt-Thorax-Gelenk. Die Umsetzung dieser Gelenktypen ist in der Abbildung 37 zu erkennen.

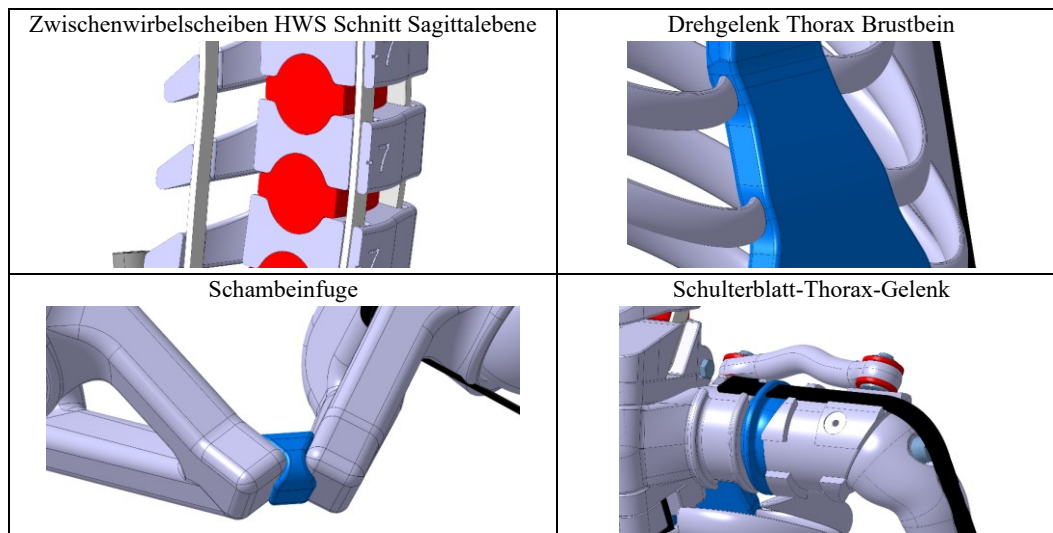


Abbildung 37: Übersicht der konstruierten Synarthrosen

Für die aktive Beweglichkeit des Körpers sind die Diarthrosen zuständig. Hier sind die Skeletteile durch einen Gelenkspalt getrennt. Diese sind in ein-, zwei- und dreiachsige Gelenke unterteilt. Zapfen- und Scharniergelenke sind einachsige Gelenke mit einem Rotationsfreiheitsgrad. Zu dieser Gruppe gehört im biofiden Dummy das Kopfgelenk (Atlantoaxialgelenk), bei dem sich der erste Halswirbel mit dem Schädel um den Dens axis¹ des zweiten Halswirbels dreht. Des Weiteren gibt es das Ellenbogengelenk sowie den Anteil des Querfortsatzes des Rippen-Wirbel-Gelenks. Zweiachsige Gelenke mit zwei Rotationsfreiheitsgraden gibt es in der Ausführung als Eigelenk oder Ellipsoidgelenk und Sattelgelenk. Wie in der Abbildung 38 abgebildet, entspricht diese Art dem Kniegelenk. Die Kugelgelenke mit drei Rotationsmöglichkeiten gehören zur Gruppe der dreiachsigen Gelenke. In der Dummy-Konstruktion wurde dafür das Hüftgelenk, das Schultergelenk, das Sprunggelenk, das Schlüsselbein-Brustbeingelenk und das Rippen-Wirbel-Gelenk im Anteil des Rippenkopfgelenks berücksichtigt, siehe Abbildung 38. [35]

Hand-, Finger- und Zehengelenke werden vernachlässigt. Grund dafür ist die geringe Bedeutung der Bewegungsfunktion sowie der geringe Verletzungsschweregrad an diesen Stellen. Durch die gleichen Gründe wird auch auf die Knochen Fibula und Radius, und deren dazugehörigen Gelenken, verzichtet. Der finale Bewegungsumfang des biofiden Dummys kann dem Anhang D.2 entnommen werden.

¹ Fortsatz an der Vorderseite des 2. Halswirbels (C2)

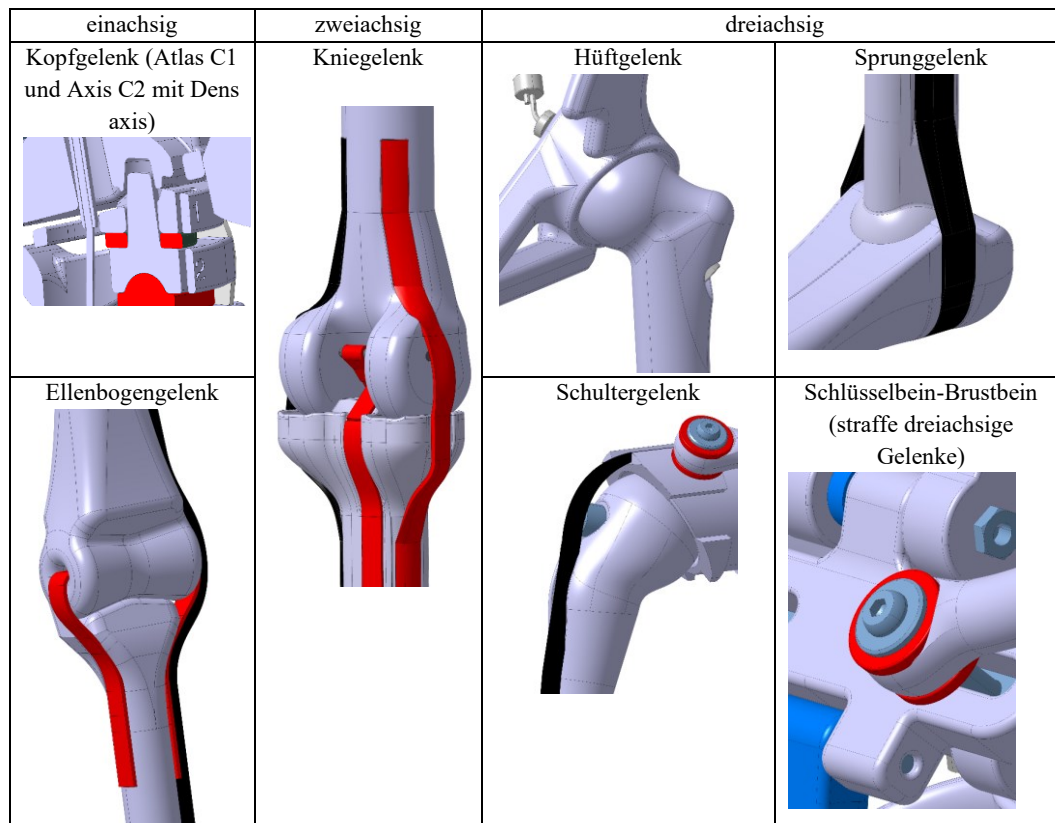


Abbildung 38: Übersicht der konstruierten Diarthrosen

5 Validierung des biofidelen Dummys

In diesem Kapitel erfolgt eine Gegenüberstellung des entwickelten und gefertigten Dummys mit dem menschlichen Vorbild. Dieser Vorgang wird im Folgenden als Validierung bezeichnet und soll durch die Bestätigung eines objektiven Nachweises erbracht werden. Es wird überprüft, ob die Anforderungen für einen spezifischen Gebrauch des biofidelen Dummys erfüllt sind.

Die Validierung des entwickelten Dummys ist ein kontinuierlicher Prozess. Dieser entspricht dem Abgleich, ob das Dummy-Modell die Verletzungsentstehung und die Biomechanik eines durchschnittlichen Menschen beim Verkehrsunfall hinreichend genau wiedergeben kann. Die Überprüfung erfolgt dabei einsatzspezifisch und immer als komplettes Dummy-Modell. Für die Verwendung in der Unfallforschung und Fahrzeugsicherheit als Fußgänger- oder Insassensurrogat wird der Dummy anhand von dokumentierten Probanden- und Leichentests sowie realen Daten aus der Unfallforschung abgeglichen. Die verwendeten realen Unfalldaten besitzen die benötigte Aussagefähigkeit und Informationstiefe von menschlichen Verletzungen, welche als Hauptanforderung für die Dummy-Entwicklung angesehen wird. Hierbei liegt der Schwerpunkt vorwiegend auf Frakturen, Rupturen der Ligamenta und Weichteilverletzungen mit einem hohen Einfluss auf die Letalität. Die dokumentierten Leichen- und Probandenversuche sind für das kinematische Ansprechverhalten des Dummys essenziell.

Die Abbildung 39 zeigt den Auszug des Entwicklungsprozesses, vgl. Abbildung 17, mit der Verknüpfung der Validierung und Erprobung des biofidelen Dummys. Passend zu den folgenden Abschnitten 5.1 bis 5.3 ist der Zusammenhang aus den Quellen und Datenbanken, der experimentellen Analyse und der finalen Ergebnisinterpretation zu erkennen, siehe Abbildung 39 unten.

Sind nach Validierungs-Crashtests in der Ergebnisinterpretation mit dem Abgleich der Realversuch gravierende Unterschiede aufgetreten, z. B. unrealistische Abtrennung von Gliedmaßen bei geringer Belastung, ist das iterative Rückspringen in die Entwicklung und Konstruktion des Dummys vorgesehen. Dabei wird durch das lokale Verändern des Materials und/oder der Geometrie eine Optimierung durchgeführt. Wird dieser Vorgang kontinuierlich fortgeführt, kann das Leistungsspektrum gesteigert werden und ausstehende Anforderungen können erfüllt werden. [104]

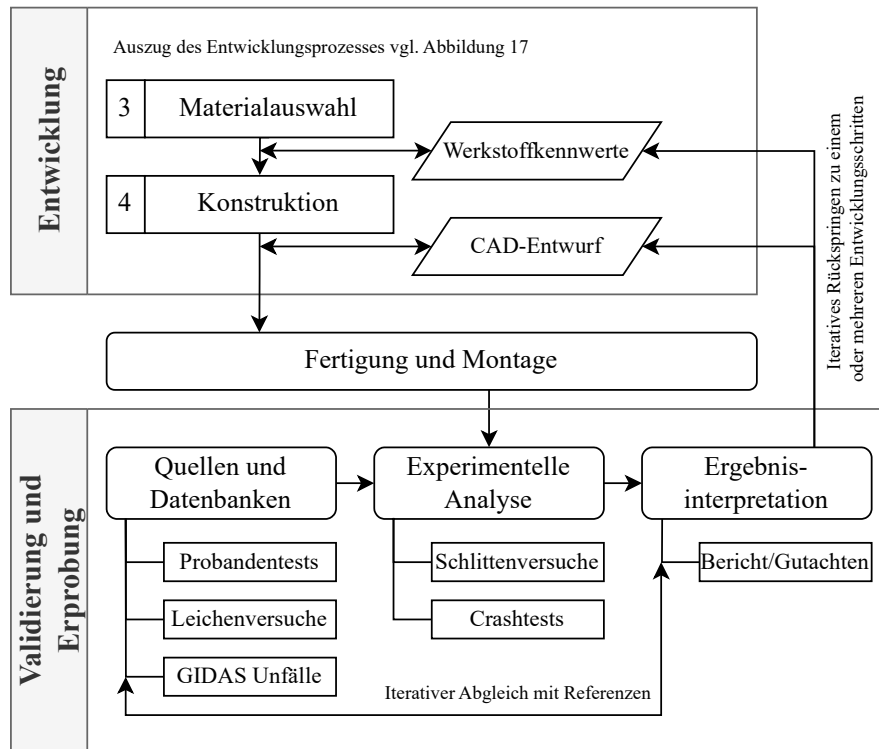


Abbildung 39: Verknüpfung von Entwicklungs- und Validierungsprozess

5.1 Quellen und Datenbanken

Der Inhalt dieses Abschnittes befasst sich mit der Beschreibung von Referenzfällen, welche sich für die Rekonstruktion von Versuchen mit dem entwickelten biofidelen Dummy eignen. Die Daten stammen aus dokumentierten Probandentests, Leichenversuchen und realen Unfällen von GIDAS, siehe Abbildung 39 „Quellen und Datenbanken“. Die Recherche der Fälle erfolgt in Verbindung mit einer Durchführbarkeitsbetrachtung. Diese enthält anthropomorphe Anforderungen der Probanden aber auch Einschränkungen bezüglich der Rekonstruktionsmittel. Die technischen Daten des Dummys bezüglich Größe, Gewicht und Masseverteilung, siehe DIN 33402-2 [103] und Abschnitt 4.3, stellen die Anforderungen an die

Probanden, Leichen oder verunglückten Verletzten dar. Für die Nachstellung von Probanden- und Leichenversuchen ist eine detaillierte Dokumentation des Versuchsaufbaus notwendig. Für die Rekonstruktion von realen Unfällen ist eine hochwertige Unfallstellenvermessung mit einer umfangreichen Bilderdokumentation gefordert. Die Unfallspuren am Unfallort können zusätzlich für die Erstellung eines Rekonstruktionsversuches hilfreich sein. Ferner wird geprüft, ob sich das Equipment für den Test und die Testumgebung beschaffen lässt. Die Nutzung der Verzögerungsschlittenanlage der HTW Dresden beschränkt sich auf Kollisionsgeschwindigkeiten bis 30 km/h und feste Anstoßpositionen in frontal, seitlich und heckseitig. Das 30.000 qm große Testgelände der CTS GmbH (Münster) für individuell durchführbare Tests mit bis zu 150 km/h Kollisionsgeschwindigkeit stellt derzeit keine Einschränkung für die Durchführung von Full-Scale-Crashtests dar.

Informationen der Fälle bezüglich der menschlichen Belastungs- und Verletzungsschwere sind erforderlich. Belastungskennwerte sowie Bild- und Videomaterial sind für kinematische Untersuchungen von Probanden- und PMHS-Versuchen von großem Interesse. Für die Filterung von Fällen der Unfalldatenbank (GIDAS) sind medizinisch bewertete und dokumentierte Verletzungen von realen Unfällen besonders relevant.

5.1.1 Probandentests

Probandentests (Freiwilligenversuche) sind Versuche mit Menschen, die als Testpersonen Gegenstand einer wissenschaftlichen Untersuchung sind. Die Durchführung von Freiwilligenversuchen wird durch strenge nationale und internationale Ethikrichtlinien weitestgehend untersagt. Forschungsprojekte für Crashtest-Untersuchungen mit Probanden müssen in der Regel durch institutionelle und unabhängige Ethikkommissionen freigegeben und überwacht werden. Diese Standards werden stetig verschärft, wodurch Tests mit Freiwilligen sehr selten geworden sind. [2, 21]

In der Kategorie der Probandentests ist eine geeignete und dokumentierte Versuchsreihe durch Smith et. al. [105] bekannt. Dabei handelt es sich um **frontale Schlittentests**, welche von General Motors (USA) beauftragt und 1974 im Southwest Research Institute (USA) durchgeführt wurden. Die Studie hatte das Ziel, die Auswirkungen von Fahrer-Airbag-Systemen bei einem Frontalanprall zu untersuchen. Insgesamt wurden acht unterschiedliche Kollisionsschweregrade mit Kollisionsgeschwindigkeiten zwischen 21 km/h und 48 km/h von 26 männlichen Probanden in

40 Schlittentests durchgeführt. Das Alter betrug 19-30 Jahre, die Körpergröße lag zwischen 171 cm und 188 cm und das Gewicht betrug 62-94 kg. Die Beschleunigung am Kopf und Thorax wurde außen am Körper anliegend dreiaxial gemessen, siehe Abbildung 40. [105]

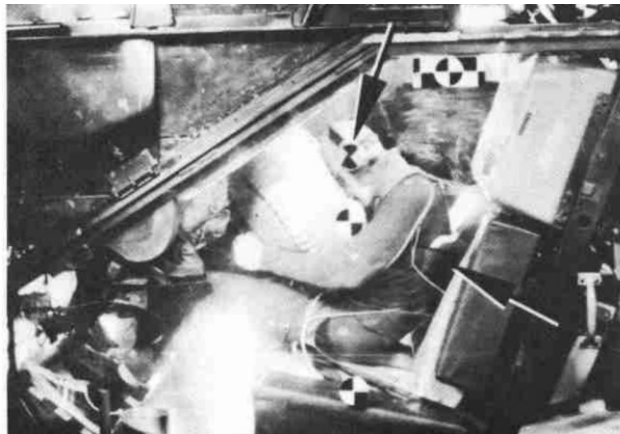


Abbildung 40: Instrumentalisierung mit Beschleunigungsaufnehmern [105]

Mit einem gespannten Bungee-Seil wurde der Testaufbau bis zur Kollisionsgeschwindigkeit beschleunigt und durch einen Verzögerungszylinder (technische Daten unbekannt) verzögert. Diese Verzögerung wird mit Äquivalenz zu einem frontalen Fahrzeug-Fahrzeug Crash mit 100 % Überdeckung bewertet. [105]

Die Probanden sind durch einen Vier-Punkt-Gurt gesichert und werden durch einen Lenkradairbag geschützt. Die Probanden 34 und 40 weisen eine Anthropometrie mit geringen Abweichungen zum entwickelten Dummy auf und sind somit für diese Arbeit relevant. In der Tabelle 14 sind die Ergebnisse der entsprechenden Tests aufgelistet, welche an diesen Probanden gemessen wurden. [105]

Tabelle 14: Testbedingungen und -ergebnisse der frontalen Schlittentests nach Smith et. al. [105]

Test-Nr.		511	513
Geschwindigkeit		21 km/h	21 km/h
Proband	Nr.	40	34
	Alter	20	19
	Gewicht	82,1 kg	73,5 kg
	Größe	176,5 cm	176,0 cm
max. Kopf- beschleunigung	Aufprall	17 g	16 g
	Rückprall	25 g	20 g
max. Thorax- beschleunigung	Aufprall	17 g	14 g
	Rückprall	12 g	6 g
diagnostiziertes Trauma		Ekchymose und Erythem Unterlippe und Kinn	Erythem rechtes Epigastrium

Eine weitere ausgewählte Quelle dieser Kategorie ist die **Heckanprall-Studie** von Ono et. al. [106] aus dem Jahr 1997, siehe Abbildung 41. Diese Studie wurde vom japanischen Automobilforschungsinstitute (JARI - Japan Automobile Research Institute) in Zusammenarbeit mit den Universitäten Tsukuba und Nagoya erstellt.

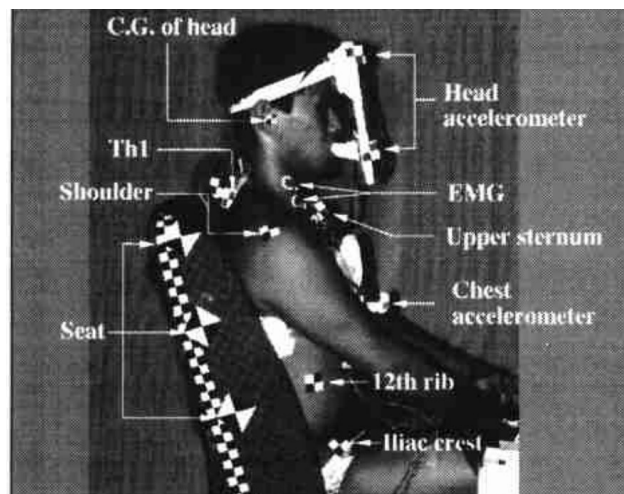


Abbildung 41: Seitliche Ansicht eines Probanden mit montierten Beschleunigungssensoren, EKG-Elektroden und Positionstargets für das Hochgeschwindigkeitsvideo [106]

Es wurden 12 Probanden mit einem Durchschnittsalter von 24 Jahren auf einer Schlittenanlage mit einer Kollisionsgeschwindigkeit von 4 km/h, 6 km/h und 8 km/h heckseitig belastet. Exakte anthropomorphe Daten der Freiwilligen sind nicht bekannt. Der Sitz war 20° nach hinten geneigt und besaß keine Kopfstütze. Der Schlitten wurde über eine geneigte Ebene durch die Erdanziehungskraft beschleunigt und mit einem Öldruckdämpfer kontrolliert verzögert. Diese Verzögerung soll einen PKW-PKW Heckanprall simulieren. Die Kopfbelastung hinsichtlich Beschleunigung und Winkel ist in Abhängigkeit von der Zeit bekannt. Ziel dieser Studie war es, den Verletzungsmechanismus der Halswirbelsäule zu untersuchen. Dafür wurden Beschleunigungssensoren, EKG-Elektroden und Positionstargets am Körper der Freiwilligen angebracht, vgl. Abbildung 41. Die Ergebnisse sind in zusammengefasster Ausführung in Diagrammen in der Quelle [106] hinterlegt.

5.1.2 Leichenversuche

Im Vergleich zu Probandentests unterliegen Leichenversuche (PMHS-Tests) ähnlichen ethischen Restriktionen, mit dem Unterschied, dass schwere Verletzungen in Abhängigkeit der Ethikkommission erlaubt sind. Für die **seitliche Anstoßbelastung**

von Fahrzeuginsassen ist in dieser Kategorie die Studie von Forman et. al. [107] von 2013 relevant, siehe Abbildung 42.



Abbildung 42: Leichenversuch mit der Fixierung für die seitliche Anprallkonstellation [107]

Das Zentrum für angewandte Biomechanik der Universität von Virginia (USA) führte diese Versuchsreihe in Zusammenarbeit mit dem CIRP (Center for Injury Research and Prevention, USA) und dem Unternehmen Takata (Japan) durch. Es wurde eine parametrische Untersuchung der Rückhalte-, Positionierungs- und Kollisionsfaktoren durchgeführt, die sich auf die Schultergurtregion und die Insassenkinematik in seitlichen Schlittentests auswirken. Mit einer Kollisionsgeschwindigkeit von 16 km/h wurden drei gegurtete männliche Leichen mit einem Durchschnittsalter von 65 Jahren getestet, siehe Tabelle 15, welche sich hinsichtlich Größe und Gewicht mit dem Dummy vergleichen lassen. [107]

Tabelle 15: Testbedingungen der seitlichen Schlittentests nach Forman et. al. [107]

Test-Nr.		S0077, S0078	S0084, S0085	S0087, S0089
Geschwindigkeit		16 km/h	16 km/h	16 km/h
Proband	Nr.	557	551	559
	Alter	67	67	60
	Gewicht	91 kg	83 kg	73 kg
	Größe	174 cm	171 cm	175 cm
Todesursache		Lungenfibrose	Schlaganfall	Herzstillstand
Zusatzinformation		-	-	Osteopenie

Die Tests wurden auf einem 1.4 MN ServoSled von Seattle Safety (USA) [108] mit einer Verzögerung von 6,6 g in einem Zeitraum von 80 ms durchgeführt. Dies soll einen rein seitlichen PKW-PKW-Crash simulieren. Der Kopf und die Beine wurden

für die Positionierung mit Bändern fixiert, siehe Abbildung 42. Die Bewegungen der Insassen wurden mit einem 3D-Hochgeschwindigkeits-Bewegungserfassungssystem aufgezeichnet. [107]

5.1.3 GIDAS-Datenbank

GIDAS steht für German In-Depth Accident Study und ist eine deutsche Studie zur vertieften Verkehrsunfalldatenerhebung. Unfalldatenerhebungen und -statistiken sammeln Informationen über Unfälle und bieten Unfallforschern eine Möglichkeit zum Verständnis des realen Unfallgeschehens. Für die Entwicklung und Validierung eines biofiden Dummys sind Daten von Unfällen mit erhöhter Informationstiefe, sogenannter In-depth-Untersuchungen, relevant. Details zu den Verletzungen der Beteiligten mit Arztberichten und Röntgenbildern etc. sind für diese Arbeit prädestiniert. Diese Art von Datenanalyse ist sehr zeitaufwendig und mit hohen Kosten verbunden. Deswegen sind die Fallzahlen derartiger Untersuchungen, im Vergleich mit polizeilich erhobenen Unfalldaten der Bundesstatistik, sehr begrenzt. Die Abbildung 43 verdeutlicht diesen Zusammenhang von Unfällen pro Jahr in Abhängigkeit mit dem zeitlichen Aufwand und der Anzahl an Detailinformationen pro Unfall. [20, 109]

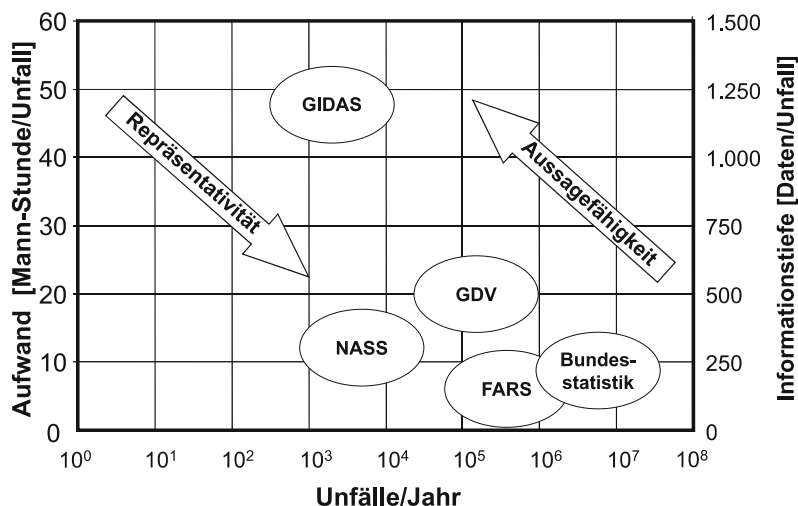


Abbildung 43: Schematische Darstellung verschiedener Unfalldatenbanken in Bezug zum Erhebungs- und Analyse-Aufwand [20]

Aus dieser schematischen Darstellung ist zu erkennen, dass die GIDAS-Datenbank die meisten Daten zu den einzelnen Unfällen liefert. Hierbei handelt es sich um eine In-depth-Datenbank mit medizinischen Informationen und Dokumenten. Aufgrund des großen Erhebungs- und Analyseaufwandes sind diese Fälle sehr aussagekräftig.

Im Rahmen eines jeden Unfalls werden bis zu 3000 Daten erfasst. Die Datenbank des Gesamtverbands der Deutschen Versicherungswirtschaft (GDV) wird auch aus medizinischer Sicht analysiert, jedoch liegt der Fokus hier auf den Verletzungsfolgen und deren Kosten. Daten der Untersuchungsprogramme des National Automotive Sampling System (NASS), dem Fatal Accident Reporting System (FARS) oder des statistischen Bundesamtes liefern zu wenig Details hinsichtlich der Verletzungen und sind schlecht oder nicht ausgewertet, was einen erfolgreichen Rekonstruktions-Crashtest dieser Unfälle ausschließt. [20]

Unfalldaten der GIDAS-Studie sind für wissenschaftliche Auswertungen anerkannt und erfüllen die Anforderungen an die Validierungsversuche. Für diese Arbeit werden Unfälle der GIDAS-Datenerhebungsteams mit verletzten Fahrzeuginsassen und ungeschützten Verkehrsteilnehmern gesucht. Die Rekonstruierbarkeit für Crashtests und einer vergleichbaren Anthropometrie des 50. Perzentiles der verunglückten Personen wird dabei beachtet. Die Körpergröße soll 175 ± 10 cm betragen, das Körpergewicht 79 ± 10 kg und das Alter soll zwischen 18 und 65 Jahre liegen. Nach diesen Kriterien wurde eine Suchanfrage durch die Verkehrsunfallforschung der TU Dresden GmbH in der GIDAS-Datenbank vorgenommen. Mit der Berücksichtigung, dass die benötigten Fahrzeuge für die Crashversuche beschaffbar und bezahlbar sind, wurden zehn Fälle für die geplanten Full-Scale-Crashtests herausgearbeitet. Diese sind in der Tabelle 16, unter anderen mit der Angabe der Kollisionsgeschwindigkeit v_k angegeben. Die Versuche sind nach der Priorität geordnet und ab Versuch Nr. 7 optional.

Tabelle 16: Unfälle der GIDAS-Datenbank

Nr.	Fall Nr.	Unfallart	v_k [km/h]	verletzte Person	Alter	Gewicht [kg]	Größe [cm]
1	1081001	Pkw-Fußgänger	35	Fußgänger	52	79	170
2	1180018	Pkw-Baum	65	Insasse Fahrer	62	72	175
3	1070341	Pkw-Baum	52	Insasse Fahrer	34	73	172
4	1060896	Pkw-Pkw	75	Beteiligter 1 Insasse Fahrer	46	70	170
5	1070050	Pkw-Pkw	30	Beteiligter 1 Insasse Fahrer	65	82	168
6	1060768	Pkw-Rad	45	Rad-Fahrer	57	76	172
7	1100533	Pkw-Krad	64	Krad-Fahrer	25	82	180
8	1090206	Pkw-Krad	45	Krad-Fahrer	18	75	180
9	1130790	Pkw-Fußgänger	54	Fußgänger	44	85	175
10	1070868	Pkw-Rad	9	Rad-Fahrer	43	74	170

Die Unfälle Nr. 1 und 9 in Tabelle 16 stellen **Fußgängerunfälle** dar. Die anthropomorphen Daten der verletzten Personen sind dabei mit dem entwickelten Dummy vergleichbar. Im Fall 1081001 traf die rechte Fahrzeugfront eines Skoda Octavia I, einen Fußgänger mit ca. 35 km/h. Für den Fußgänger sind fünf AIS-Verletzungen mit einem MAIS = 2 dokumentiert. Zusätzlich ist ein medizinischer Diagnosebericht mit vielen Röntgenbilder vorhanden. Im Fall 1130790 wurde ein Fußgänger mit einer Geschwindigkeit von ca. 54 km/h, ebenfalls rechtsseitig, durch einen VW Lupo (6X, 6E) angefahren. Hier sind zehn einzelne Verletzungen dokumentiert mit einem maximalen Schweregrad von MAIS = 3. Dabei sind keine zusätzlichen medizinischen Daten vorhanden. [110, 111]

Pkw-Baum-Unfälle, Nr. 2 und 3 in Tabelle 16, stellen mit der geringen Deformierbarkeit des Baumes als Kollisionspartner eine geeignete Unfallart für belastungsinduzierte Verletzungen dar. Im Fall 1180018 fuhr ein VW Polo III mit ca. 65 km/h frontal gegen einen Baum. Der Insasse wurde mit acht AIS-Verletzungen dokumentiert. Eine davon ist als bedeutende Verletzung zu bewerten, wodurch der MAIS = 4 (bedeutend) angegeben ist. Neben der dokumentierten Unfallstelle und einem medizinischen Diagnosebericht sind Röntgenbilder vorhanden. Der zweite Baumanprall (Fall Nummer 1070341) ist ebenfalls ein Frontalanprall. Dieser Unfall ereignete sich mit einem Ford Focus I und einer Kollisionsgeschwindigkeit von ca. 52 km/h. Dabei sind sieben Verletzungen mit einem MAIS = 2 dokumentiert. Zusätzlich dazu sind ebenfalls Röntgenaufnahmen vorhanden. [112, 113]

Die Unfälle Nr. 4 und 5 in Tabelle 16 stellen **Pkw-Pkw Auffahrunfälle** dar. In dem Fall 1060896 verunfallte der Fahrer eines auffahrenden VW Passat III mit vier dokumentierten Verletzungen. Die Kollisionsgeschwindigkeit wurde mit ca. 75 km/h angegeben. Im Fall 1070050 verletzte sich ebenfalls der auffahrende Pkw-Fahrer eines Peugeot 106 (S1) mit einer Geschwindigkeit von ca. 30 km/h. Für die verunfallte Person sind zwei Einzelverletzungen dokumentiert. Der MAIS = 2 (mäßig) wurde in beiden Fällen hinterlegt. In den Akten sind keine Röntgenbilder vorhanden. [114, 115]

Aus der Kategorie der ungeschützten Verkehrsteilnehmer sind neben den Fußgängern auch die **Fahrradunfälle** im Straßenverkehr vorhanden. Zwei Fälle (Nr. 6 und 10 in Tabelle 16) mit einem MAIS = 3 (schwer) eignen sich für die geplanten Crashtests. Im Fall 1060768 wird ein Fahrradfahrer von einem VW Golf IV, seitlich mit einer

Geschwindigkeit von ca. 45 km/h angefahren. Dadurch sind sieben Einzelverletzungen entstanden, welche teilweise durch entsprechende Röntgenaufnahmen bestätigt werden. Im Fall 1070868 fuhr ein ca. 9 km/h schneller Renault Clio I einen Radfahrer ebenfalls seitlich an. Es sind dadurch zwei dokumentierte AIS-Verletzungen entstanden. Hier sind Röntgenaufnahmen in der Akte hinterlegt. [116, 117]

Die Unfälle Nr. 7 und 8, vgl. Tabelle 16, sind **Pkw-Krad-Unfälle**, bei denen die Motorradfahrer (jeweils mit Integralhelm) mit abbiegenden Autos kollidiert sind. Im Fall 1100533 prallte der Motorradfahrer mit einer berechneten Kollisionsgeschwindigkeit von 64 km/h mit einer Kawasaki Ninja ZX636B in einen KIA Sorento (BL). In der Akte sind 23 unterschiedliche Verletzungen mit einem MAIS = 2 dokumentiert. Neben Röntgenbildern sind hier Ultraschallaufnahmen der Organe vorhanden. Im Fall 1090206 kollidierte die verletzte Person mit einer Yamaha RJ15 mit einem Skoda Fabia (6Y). Die ermittelte Kollisionsgeschwindigkeit ist mit 45 km/h angegeben. Dadurch sind vier Verletzungen entstanden mit einem MAIS = 3. Eine umfangreiche Röntgenbilderdokumentation ist in diesem Fall hinterlegt. [118, 119]

Bei der Auswahl der Versuche wurde auf eine hinreichend genaue Dokumentation der Unfallstelle und eine hochwertige rechnerische Rekonstruktion der Kollisionsgeschwindigkeiten geachtet. Somit lassen sich die Fälle auf der Crashtest-Anlage von CTS durchführen. Gleichzeitig schränken diese Kriterien die in der Datenbank verfügbaren Fälle stark ein. Sehr schwere bis tödliche Fälle konnten mit diesen Einschränkungen nicht ausgewählt werden.

5.2 Experimentelle Analyse

Mit den recherchierten Daten aus Probandentests, Leichenversuchen und der Datenbank von GIDAS, lassen sich nun die experimentellen Tests in zwei Gruppen teilen, siehe Abbildung 44. Im ersten Teil der Versuchsstudie sind Experimente mit geringer Belastung für einen Vergleich des Bewegungsverhaltens auf einer Sitzschlittenanlage geplant. Im zweiten Teil der experimentellen Analyse werden reale Unfälle in Full-Scale-Tests nachgestellt, um Beschädigungen am Dummy zu erzeugen, mit dem Ziel, diese mit Verletzungen der verunfallten Personen zu vergleichen.

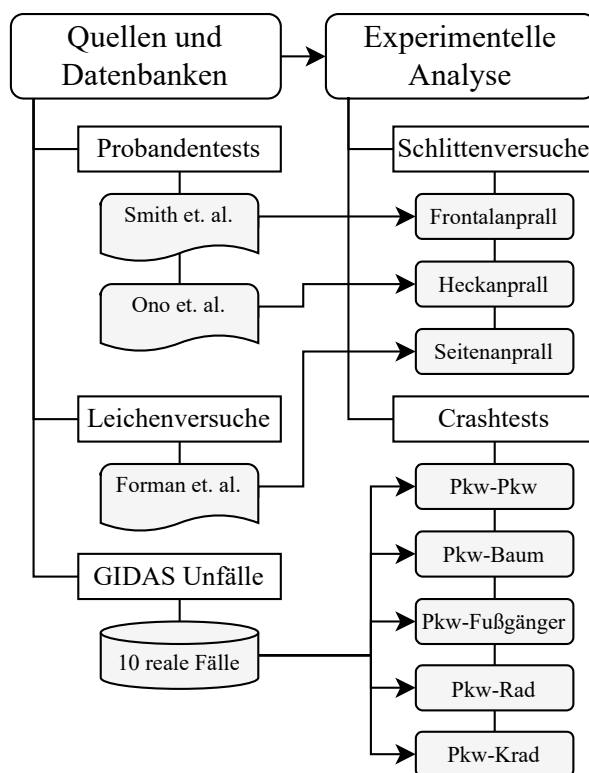


Abbildung 44: Verknüpfung von Quellen und Datenbanken mit der geplanten experimentellen Analyse

5.2.1 Schlittenversuche

Schlittenversuche sind Experimente, die auf einem geführten Schlitten durchgeführt werden. Auf diesem Schlitten können ein Fahrzeugsitz, bestimmte Fahrzeugteile oder eine Teilkarosserie montiert sein. Die kinematische Untersuchung der Probanden- und Leichentests werden mit dem biofiden Dummy auf einer Verzögerungsschlittenanlage der HTW Dresden untersucht. Hierbei handelt es sich um eine Eigenentwicklung, bei der ein Schlittenaufbau mit einem Standard-Pkw-Sitz durch einen Pneumatikzylinder beschleunigt wird und mit zwei gegenläufigen Hydraulikdämpfern kontrolliert verzögert wird. In Abhängigkeit von dem Gesamtgewicht des Schlittenaufbaus können Kollisionsgeschwindigkeiten bis 30 km/h erreicht werden. Die Verzögerung bis zum Stillstand ist mit einer maximalen Energieaufnahme von ca. 12.000 Nm auf einer Wegstrecke von 300 mm möglich.

Die Bewegung des Dummys wird während der Verzögerung mit einer Hochgeschwindigkeitskamera aufgezeichnet. Es wird die Kamera von Integrated Design Tools (IDT) iN S2 mit einem KW-LM16HC Objektiv verwendet. Die monochrome Aufzeichnung der Versuche erfolgt mit einer Auflösung von 1600x1200 Pixeln bei 1000 Bildern pro Sekunde. Zusätzlich ist eine Kalibrierung der Kamera notwendig,

damit eine messtechnische Auswertung der Aufnahmen möglich ist. Dadurch können mögliche Verzeichnungsfehler (kissenförmig oder tonnenförmig) festgestellt werden. Eine umfangreiche Analyse des Testsetups wurde von Kumar [120] durchgeführt. Die Überprüfung der geometrischen Kamerakalibrierung erfolgte mit einem numerischen Berechnungstool in Matlab (Software von MathWorks zur Lösung mathematischer Probleme, USA). Der Unterschied von optisch bestimmter und tatsächlicher Referenzlänge wurde für über 30 Konfigurationen mit einem mittleren Gesamtfehler von 0,19 Pixeln angegeben. Mit dieser geringen Abweichung (ca. 0,02 %) stellt sich eine minimale tonnenförmige Verzerrung ein. Bezogen auf die große Auflösung kann diese geringe Verzerrung für die folgenden Versuche vernachlässigt werden. [120]

Für das Nachstellen der Probanden- und Leichenversuche auf der Schlittenanlage wird der biofidele Dummy unter möglichst gleichen Bedingungen belastet. Für jeden Versuch werden jeweils drei Tests durchgeführt. Der Test mit der höchsten Übereinstimmung hinsichtlich Kollisionsgeschwindigkeit und Verzögerung wird für die folgende Auswertung verwendet. Vor einem Versuch werden am Dummy Facettenpunkte angebracht. Diese erhöhen den Kontrast und fungieren an dieser Stelle als Messpunkt. In der darauffolgenden Auswertung, der sogenannten Motion-Track-Analyse, können Abstände und Bewegungen der Facettenpunkte im Bild bestimmt werden. Voraussetzung dafür ist ein geeigneter Maßstab im Bild als Referenzstrecke. Durch Differentiation der zeitabhängigen Wegstrecken kann nun auch die Geschwindigkeit oder die Beschleunigung ermittelt werden. Diese Analyse erfolgt mit der GOM Correlate Software von Zeiss.

Die ermittelten Werte sind in den Diagrammen mit Vorzeichen angegeben. Diese beziehen sich jeweils auf das Koordinatensystem der dazugehörigen Abbildung. Die absoluten Zahlen werden mit denen der Probanden- und Leichenversuchen verglichen. In den durchgeführten Schlittenversuchen sind keine Beschädigungen am Dummy aufgetreten.

Der **frontale Schlittentest** orientiert sich an dem Probandenversuch von Smith et. al. [105], vgl. Unterabschnitt 5.1.1, und wird auf der Sitzschlittenanlage mit dem biofiden Dummys nachgestellt. Das Diagramm in der Abbildung 45 zeigt den Geschwindigkeits-Zeit-Verlauf des Schlittens. Die konstante Geschwindigkeit von 20,9 km/h der ersten 20 ms stellt dabei die Kollisionsgeschwindigkeit dar. Diese ist

mit der vorgegebenen Geschwindigkeit von 21 km/h vergleichbar. Weitere Daten zur Verzögerung sind in der Quelle nicht enthalten. Eine Verzögerung des Schlittens bis zum Stillstand innerhalb von 225 ms wird dafür als Annahme getroffen.

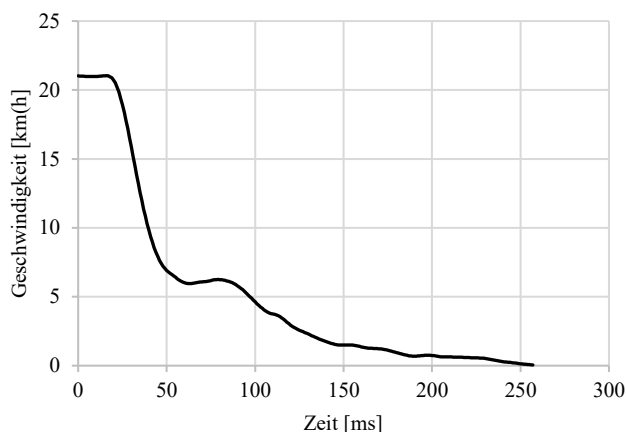


Abbildung 45: v-t-Diagramm des Schlitten-Frontaltests

Die Belastung von Kopf und Thorax ist als maximaler Beschleunigungswert, jeweils für den Auf- und Rückprall gegeben. Die absolute Kopfverzögerung beträgt 17,2 g und ist im a-t-Diagramm, siehe Abbildung 46, bei $t = 150$ ms zu erkennen. Die Beschleunigung ist mit der des Probanden Nr. 40 (17 g) vergleichbar.

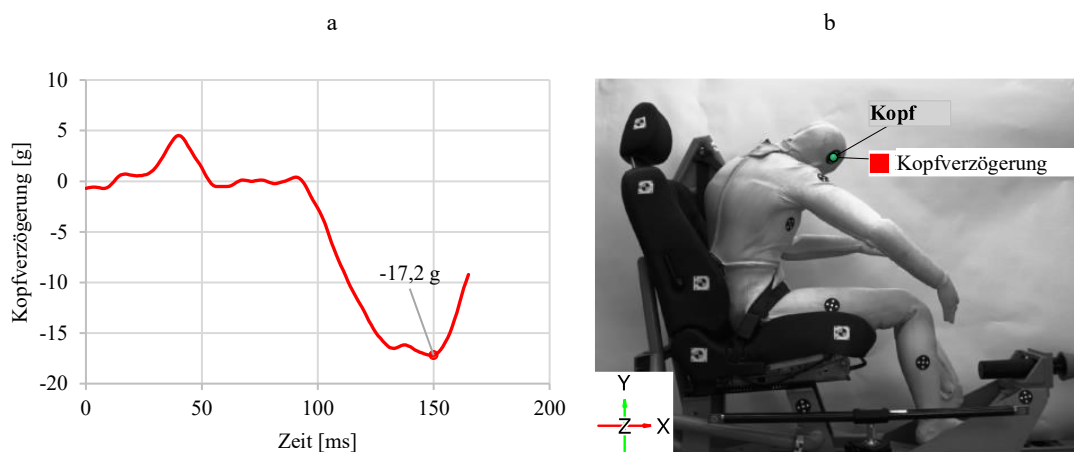


Abbildung 46: Kopfverzögerung a) a-t-Diagramm, b) Dummy-Position mit $a_{\max} = -17,2$ g bei $t = 150$ ms

Nach der maximalen Kopfverzögerung bewegt sich der Kopf zurück in Richtung Kopfstütze. Dieser Vorgang wird auch „Rebound“ genannt. Diese ist in der Abbildung 47 visualisiert. Das Diagramm zeigt die maximale Beschleunigung des Kopfes von 21,9 g zum Zeitpunkt $t = 484$ ms an. Diese befindet sich zwischen den referenzierten Probandentests von 20-25 g.

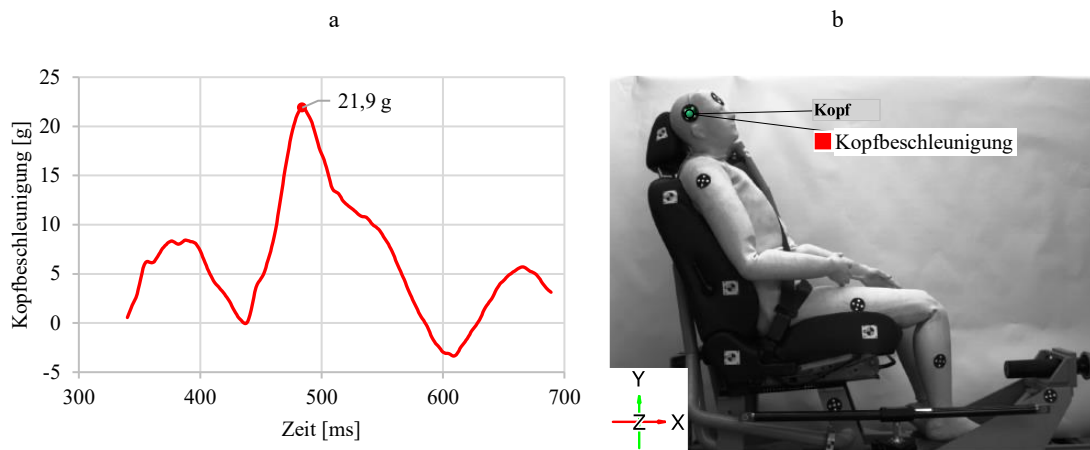


Abbildung 47: Kopfbeschleunigung a) a-t-Diagramm, b) Dummy-Position mit $a_{\max} = 21,9 \text{ g}$ bei $t = 484 \text{ ms}$

Die maximale Thoraxbeschleunigung wird mit $13,3 \text{ g}$ ermittelt und ist mit dem Maximalwert von 14 g von Proband Nr. 34 vergleichbar, vgl. Tabelle 14. Im Schlittentest tritt diese Belastung zum Zeitpunkt $t = 204 \text{ ms}$ auf, siehe Abbildung 48. Die Thoraxbelastung kann nur für den Aufprall angegeben werden. Während der Rückprallbewegung verdeckt der rechte Arm des Dummys den Facettenpunkt des Brustkorbs, wodurch keine messtechnische Videoauswertung möglich ist. In der Dokumentation der Probandentests ist der zeitliche Verlauf der Beschleunigung nicht vorhanden, sodass diese nicht berücksichtigt werden kann. Dadurch lässt sich der Einfluss der Versuchsunterschiede (z. B. Airbagnutzung) nicht genau untersuchen. Der Vergleich der vorhandenen Extremwerte weist geringe Abweichungen (ca. $\pm 2 \text{ g}$) auf, wodurch der Einfluss als gering angenommen wird.

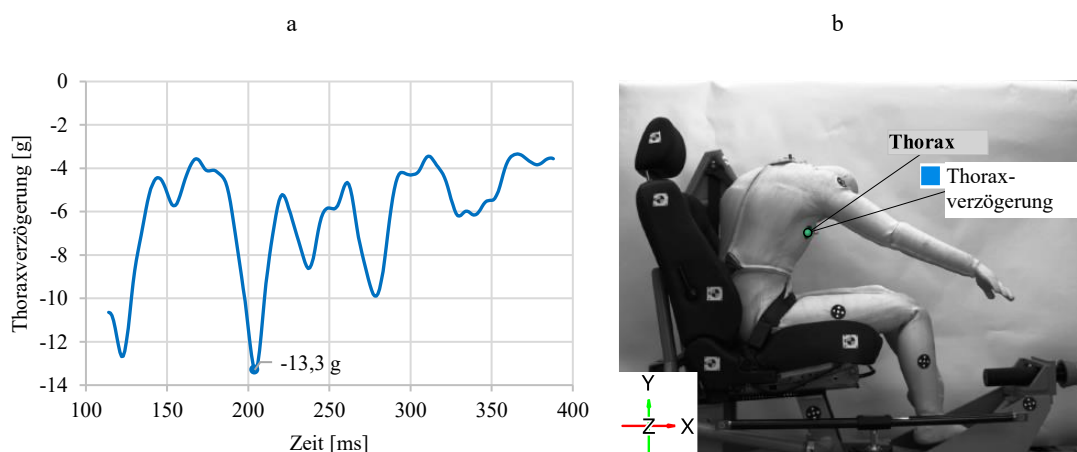


Abbildung 48: Thoraxverzögerung a) a-t-Diagramm, b) Dummy-Position mit $a_{\max} = -13,3 \text{ g}$ bei $t = 204 \text{ ms}$

Der **Heckanpralltest** wird nach dem Vorbild von Ono et. al. [106] auf der Sitzschlittenanlage mit dem biofidelen Dummys durchgeführt. Es werden die Versuche mit einer Kollisionsgeschwindigkeit von 8 km/h durchgeführt, weil diese die

höchste Belastung darstellt. Dabei ist die Schlittenverzögerung mit 40 m/s^2 angegeben. Anhand dieser Parameter wurde der Heckanpralltest zusammen mit dem Dummy durchgeführt. Die Versuchsparameter (Schlittengeschwindigkeit und -beschleunigung) sind zum Vergleich in der Abbildung 49 als Diagramme aufgeführt. Zum Zeitpunkt $t = 31 \text{ ms}$ wird die maximale Verzögerung von $39,5 \text{ m/s}^2$ erreicht.

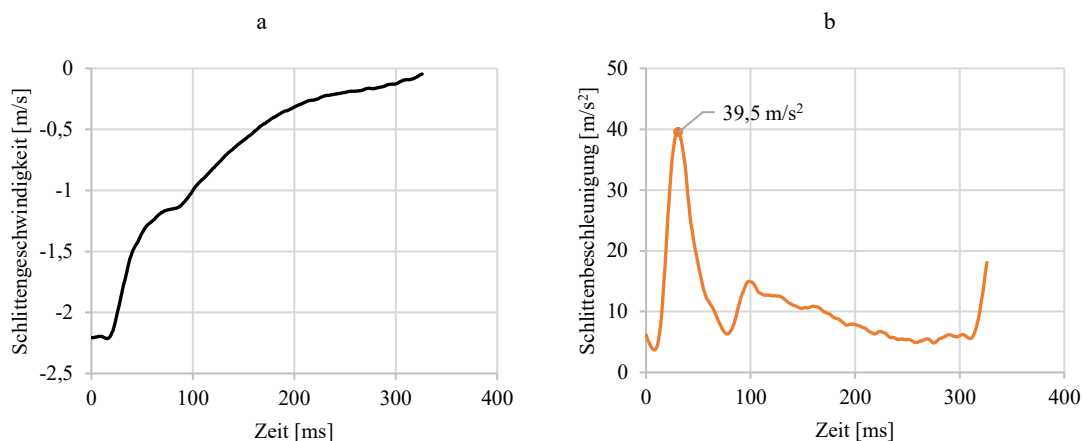


Abbildung 49: Schlittenbewegung a) v-t-Diagramm mit $v_0 = -2,2 \text{ m/s} = -7,92 \text{ km/h}$, b) a-t-Diagramm mit $a_{\max} = 39,5 \text{ m/s}^2$ bei $t = 31 \text{ ms}$

Durch diese Schlittenbewegung entsteht am Kopf eine Verzögerung, welche sich mit den Facettenpunkten und der Videoanalyse über die Zeit angeben lässt, siehe Abbildung 50. Dieser Beschleunigungsverlauf (rot) lässt sich gut mit den dokumentierten Beschleunigungssignalen des Probandentests (schwarz) miteinander vergleichen. Der Anstieg und der Maximalwert stimmen, bis auf geringe Abweichungen, sehr gut überein.

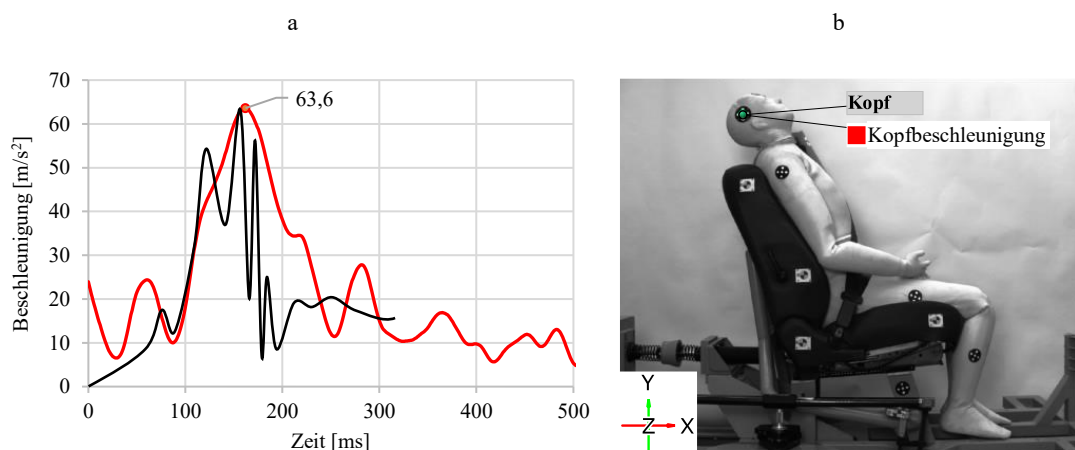


Abbildung 50: Kopfbeschleunigung, a) a-t-Diagramm (Dummy: rot / Proband: schwarz), b) Kopfposition mit $a_{\max} = 63,6g$ bei $t = 162 \text{ ms}$

Zur Bestimmung des Kopfwinkels Ψ wird in der Hochgeschwindigkeitsaufnahme ein lokales Koordinatensystem mithilfe von drei Facettenpunkten erstellt. In Bezug auf

das globale Koordinatensystem ist es nun möglich, die Verdrehung des Kopfes um die z-Achse in Abhängigkeit der Zeit anzugeben. Dieser Verlauf ist zusammen mit den Daten der Probandenversuche in der Abbildung 51a dargestellt.

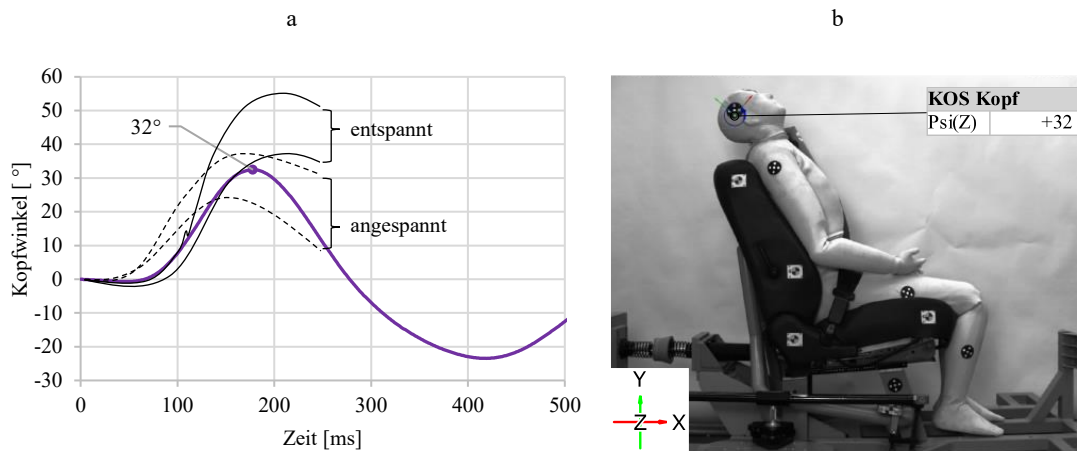


Abbildung 51: Kopfwinkel, a) Ψ -t-Diagramm (Dummy: lila / Proband: schwarz), b) Kopfposition mit $\Psi_{\max} = 32^\circ$ bei $t = 176$ ms

Anders als bei der Kopfbeschleunigung wurde die Untersuchung des Kopfwinkels der Studie von Ono et. al. [106] in Abhängigkeit der angespannten und entspannten Halsmuskulatur dokumentiert. Dieser Einfluss ist ebenfalls im Diagramm der Abbildung 51 eingezeichnet. Die beiden schwarz gestrichelten Linien zeigen den Werteverlauf der Probanden mit angespannter Muskulatur und die beiden schwarz durchgezogenen Linien den Bereich der Probanden mit entspannter Halsmuskulatur.

Die rückwärtige Kopfbewegung des Dummys erreicht die Amplitude von 32° bei einer Zeit von $t = 176$ ms. Diese liegt im Bereich der angespannten Muskulatur der Probanden. Das Rückschwingverhalten des Kopfes kann aufgrund von fehlenden Daten der Studie nicht mit dem biofidelen Dummy verglichen werden. Die Messungen der Probanden enden nach ca. 250 ms. Die Graphen zeigen, dass die Schwingungsdauer der Probanden größer sein könnte als die vom Dummy-Kopf. Dieser Unterschied könnte mit den unterschiedlichen Versuchsbedingungen zusammenhängen. Der zeitliche Verlauf der Schlittenverzögerung ist in der Studie nicht eindeutig dokumentiert. Trotzdem lässt sich anhand der gemessenen Werte eine menschenähnliche Bewegung feststellen. Die Einzelbildaufnahme eines Probanden mit angespannter Muskulatur verdeutlicht die Vergleichbarkeit mit dem Dummy, siehe Abbildung 52.

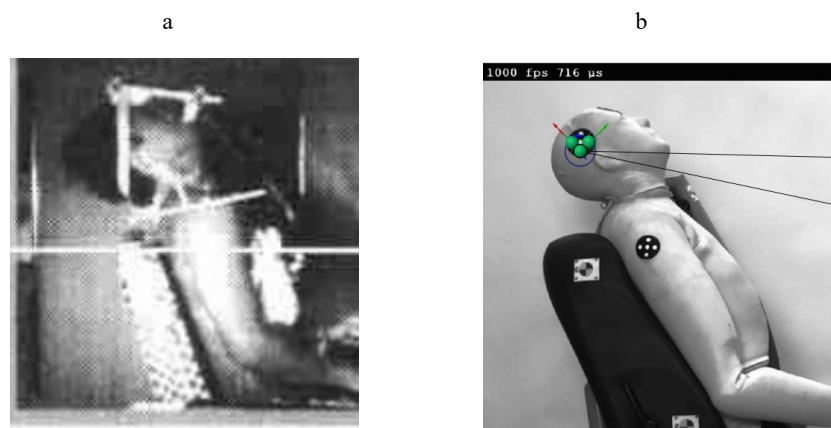


Abbildung 52: a) maximale Kopfauslenkung eines Probanden mit angespannter Muskulatur, b) maximale Kopfauslenkung Crashtest-Dummy

Der **Seitenanpralltest** orientiert sich an den Leichenversuchen von Forman et. al. [107]. Durch die Studie ist eine Kollisionsgeschwindigkeit von 16 km/h bei einer Schlittenverzögerung von 6,6 g gegeben. Mit diesen Versuchsparametern wird der seitliche Schlittentest mit dem biofiden Dummy nachgestellt. Die Abbildung 53 zeigt die Ergebnisse von Schlittengeschwindigkeit und -beschleunigung in Abhängigkeit von der Zeit.

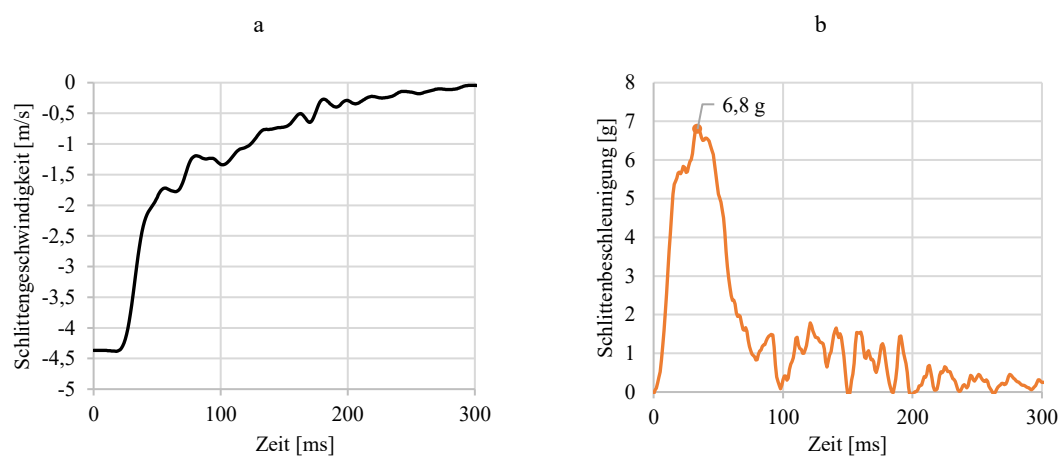


Abbildung 53: Schlittenbewegung, a) v-t-Diagramm mit $v_0 = 4,4 \text{ m/s} = 15,84 \text{ km/h}$, b) a-t-Diagramm mit $a_{\max} = 6,8 \text{ g}$ bei $t = 34 \text{ ms}$

Für die ausgewählten drei Leichen, vgl. Tabelle 15, sind die Wegstreckenänderungen für Kopf, Brustkorb und Becken relativ zur Standardsitzposition angegeben. Damit diese Werte am Dummy ermittelt werden können, sind an den entsprechenden Körperbereichen Facettenpunkte angebracht, siehe Abbildung 54 b. Weil der Sitzschlitten während des Anpralls in Bewegung ist, wird hier auch die Wegstreckenänderung aufgezeichnet. Diese dient als Referenz für die Berechnung der relativen Dummy-Bewegungen. Alle einzelnen Wegstreckenverläufe sind in Abbildung 54 a im s-t-Diagramm eingezeichnet.

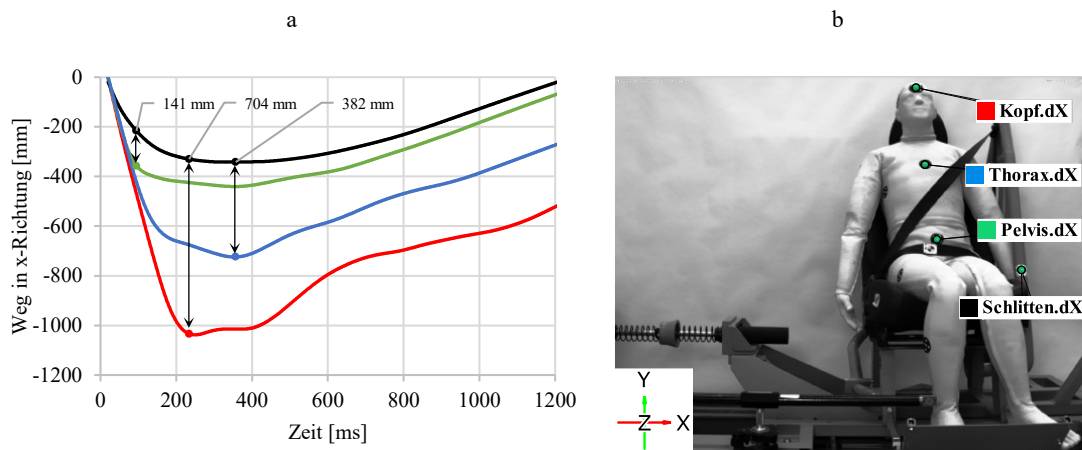


Abbildung 54: Seitenanprall, a) s-t-Diagramm (Verschiebungen in x-Richtung), b) Dummy mit Messpunkten und Legende

Für den Kopf ergibt sich die größte Wegänderung zum Zeitpunkt $t = 234$ ms. Sie berechnet sich aus der Differenz des Weges des Kopfes und dem Schlittenweg zu diesem Zeitpunkt und beträgt 704 mm. Die Berechnung der maximalen Wegstreckenänderungen für Thorax und Pelvis werden simultan ausgeführt, siehe Tabelle 17. Für den direkten Vergleich mit den Ergebnissen sind in der Tabelle 17 die Wegänderungen der PMHS-Tests aufgelistet. Es existieren jeweils zwei Werte, weil die PMHS-Tests jeweils zweimal durchgeführt wurden. Die Unterschiede der Ergebnisse zwischen Dummy und Leiche sind teilweise sehr groß (bis zu 316 mm Abweichung). Aus den dokumentierten Bildern der Hochgeschwindigkeitsaufnahme der PMHT-Tests lässt sich erkennen, dass die Leichen in der Bewegung sehr schlaff und locker agieren. Der biofidele Dummy hingegen wird passiv durch das umgebende Weichteilgewebe gestützt und verhält sich steifer. Dies kann ein Grund für die Abweichung sein.

Tabelle 17: Wegänderung im Vergleich zwischen Dummy und PMHS

		Kopf	Thorax	Pelvis
Dummy	t für $s_{\max}$ [ms]	234	357	95
	Schlittenweg s_1 [mm]	330	342	216
	Körperregion s_2 [mm]	1034	724	357
	Wegstreckenänderung s_2-s_1 [mm]	704	382	141
	Wegstreckenänderung gesamt (min bis max) [mm]	388 - 537	240 - 347	161 - 203
PMHS	Wegstreckenänderung 557 [mm]	431, 465	280, 318	182, 193
	Wegstreckenänderung 551 [mm]	388, 390	240, 265	161, 186
	Wegstreckenänderung 559 [mm]	483, 537	293, 347	175, 203

Zusätzlich liegt ein Unterschied im Versuchsaufbau vor, welcher auf der Schlittenanlage aufgrund des Bauraums nicht ausgeschlossen werden kann. Es handelt sich hierbei um die Gurtführung, welche im PMHS-Test an der linken Schulter straffer anliegt als beim Dummy. Die Abbildung 55 verdeutlicht diesen Unterschied zum Zeitpunkt der größten Kopf-Wegänderung.

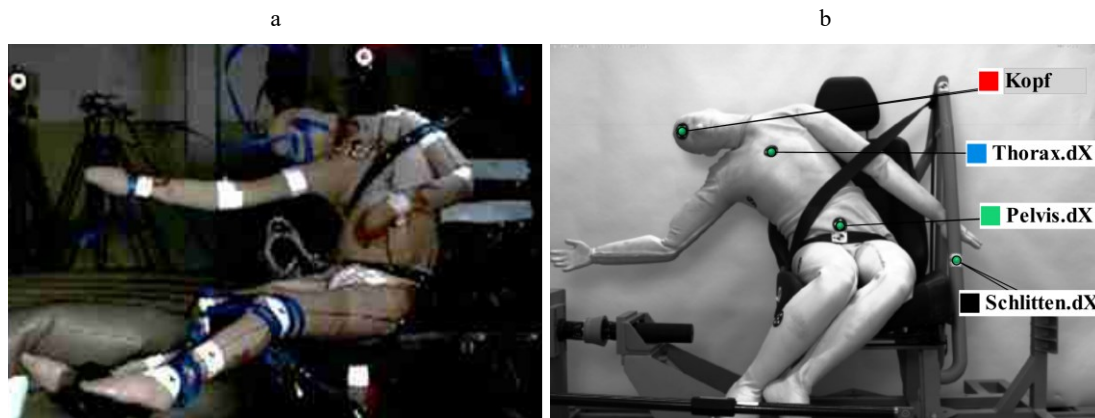


Abbildung 55: Maximale Kopfbewegung im Vergleich, a) Leichenversuch [121], b) Dummy

Durch das Herausrutschen der Dummy-Schulter aus dem Drei-Punkt-Gurt bewegt sich der Kopf und der Brustkorb stärker zur Seite als im Leichenversuch. Die Beckenbewegung des Dummys ist geringer als die des PMHS-Tests. Hierbei ist zu erkennen, dass die Trägheit der schlaffen Leiche die Beine stark zur Anprallseite bewegt, wodurch das Becken unter dem Gurt hervorgezogen wird. Auch eine mehrmalige Wiederholung der Schlittenversuche zeigt das gleiche Verhalten. Im Rahmen dieser Auswertung ist zu berücksichtigen, dass die Eigenschaften einer Leiche hinsichtlich Muskeltonus und Vorerkrankungen signifikante Unterschiede zu Probanden aufweisen.

5.2.2 Full-Scale Crashversuche

Full-Scale Crashversuche beziehen sich auf Tests, bei denen echte Fahrzeuge in realer Größe verwendet werden, um das Verhalten bei Kollisionen oder Unfällen zu untersuchen. Der entwickelte und konstruierte Dummy als Ergebnis der forschungsleitenden Fragestellung wird in diesem Unterabschnitt, in Bezug auf die Kernfunktion, überprüft. Die Korrelation zwischen Materialschädigung und Verletzungsentstehung im Crashverhalten wird durch die Nachbildung realer Unfälle in Crashtests bewertet. Die im Unterabschnitt 5.1.3 beschriebenen Fälle der GIDAS-Datenbank, vgl. Tabelle

16, werden auf der Außen-Crashanlage von CTS in vollem Umfang und in Originalgröße (Full-Scale) durchgeführt. Im Folgenden werden die Materialschäden am Dummy mit den medizinischen Diagnosen und Dokumenten der einzelnen Fälle verglichen. Eine jeweilige Bildfolge der Crashtests sind im Anhang E hinterlegt. Hier ist auch die detaillierte Aufstellung der Beschädigung je Versuch mit entsprechenden Abbildungen der technischen Obduktion zu finden.

Nicht alle menschlichen Verletzungen lassen sich mit direkter oder indirekter Deformation darstellen, vgl. Abbildung 10. Einige Verletzungen sind ausschließlich mit der Beschleunigung darstellbar, z. B. das Hochrasanztrauma, welches auch durch Fahrzeugunfälle entsteht. Daher werden die biofidelen Dummys für die folgenden Versuche mit Beschleunigungssensoren im Kopf, Brustkorb und Becken ausgestattet. Hierbei handelt es sich um drei DTI-Messboxen der Firma Kistler (Deutschland) mit einem Datenrekorder, welcher durch eine Batterie auch autark arbeitet. Dadurch kann der Dummy ohne Schleppkabel für Versuche mit ungeschützten Verkehrsteilnehmern verwendet werden. Eine Messbox stellt eine Einheit dar und besteht aus drei Beschleunigungssensoren. [122]

Für den **Fußgängerunfall** Versuch 1, vgl. Tabelle 18, hängt der Dummy an einer Traverse und wird im Anprall mit dem Fahrzeug, durch einen Kontaktschalter (Tapeswitch), ausgelöst. Ein Testfahrer fährt den gleichen Wagen mit einer konstanten Geschwindigkeit von 35,3 km/h. Dieser Vorgang stellt den Fall bestmöglich dar. Wie die Abbildung 56 im Vergleich zeigt, ist zu erkennen, dass im Crashtest der Kopf des Dummys auf die Frontscheibe stößt und im Realunfall nicht. Deswegen wird angenommen, dass der Fußgänger während des Zusammenstoßes leicht in Bewegung war.



Abbildung 56: Fußgängerunfall 35 km/h Post-Crash, a) Realfall [110], b) Crashtest [123]

Eine Bewegung des Dummys ist auf der Craschanlage nicht möglich. Abgesehen davon zeigen die restlichen Beschädigungen am Fahrzeug (Beule Motorhaube) eine sehr gute Übereinstimmung. Die Beschädigungen am biofiden Dummy korrelieren sehr gut mit zwei Verletzungen des Fußgängers. Hinsichtlich der Größe und Schwere der Beschädigung stimmen die Seitenbandverletzung des rechten Kniegelenks und die Unterschenkelfraktur rechts sehr gut überein. Die drei restlichen geringgradigen bis mäßigen Verletzungen werden nicht dargestellt.

Durch den Kopfanprall des Dummys ist am Schädel ein Bruch entstanden, vgl. Abbildung 92 a, welcher mit einem AIS-Code zwischen zwei und vier bewertet wird. Deshalb wird die gemessene Kopfbeschleunigung, vgl. Abbildung 91, für die Korrelation mit einer Verletzung nicht verwendet. Ferner zeigt der Dummy eine mögliche Unterarmfraktur an. Die Gegenüberstellung von Verletzungen und Beschädigungen erfolgt in der Tabelle 18. In dieser ist der berechnete MAIS angegeben. Im Realunfall beträgt er zwei und im Crashversuch liegt er im Bereich zwischen zwei und vier, in Bezug auf die Minimal- und Maximalverletzung.

Tabelle 18: Korrelation zwischen Verletzungen und Beschädigungen von Versuch 1

Verletzungen Realunfall 1081001 [110]		Beschädigungen Dummy Crashtest 1			
Beschreibung	AISG05	min. korrelierende Beschreibung	AISG05 min.	max. korrelierende Beschreibung	AISG05 max.
keine Verletzung vorhanden		Schädelbruch, nicht näher bezeichnet	150000.2	Schädelbruch, Massiv; Große Areale des Schädels > 2 cm imprimiert	150408.4
		einfacher Unterarmbruch re.	752253.2	einfacher Unterarmbruch re.	752253.2
Acromioklavikuläre ¹ Gelenksprengung	770730.2	keine korrelierende Beschädigung vorhanden			
Schürfwunden Unterschenkel re.	810202.1				
Seitenbandverletzung re.	840405.2	Seitenbanddehnung re.	840405.2	Seitenbanddehnung re. Partialriss	840406.2
vordere Kreuzbandruptur re.	840502.2	keine korrelierende Beschädigung vorhanden			
Fibulafraktur re.	854441.2	Fibulabruch re.	854441.2	Tibiabruch re.	854221.2
MAIS = 2		MAIS _{min} = 2		MAIS _{max} = 4	
ISS = 8		ISS _{min} = 12		ISS _{max} = 24 (Polytrauma)	

Der **Baumanprallversuch** mit einer Kollisionsgeschwindigkeit von 65 km/h (Versuch 2, vgl. Tabelle 18) wurde zwei Mal durchgeführt. Im ersten Versuch hat sich der Baum aus der Bodenverankerung gelöst. Mit der Optimierung des Versuchsaufbaus und

¹ Verbindung zwischen Schlüsselbein und Schulterblatt

einem weiteren unbeschädigten Fahrzeug mit Dummy, war der zweite Versuch erfolgreich. Die Abbildung 57 zeigt die vergleichbaren Fahrzeugschäden vom Realunfall und Crashtest.

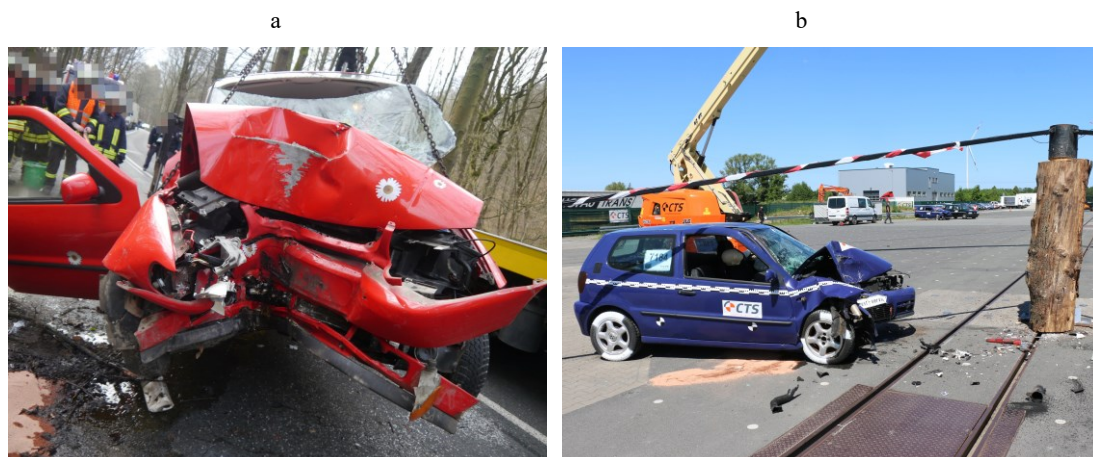


Abbildung 57: Baumanprall 65 km/h Post-Crash, a) Realfall [113], b) Crashtest [123]

Es sind drei Beschädigungen am Dummy entstanden, welche mit der verletzten Person übereinstimmen. Besonders bemerkenswert ist die Darstellung der Rippenserienfraktur. Diese Verletzung ist durch den hohen Schweregrad mit einer erhöhten Relevanz zu betrachten. Sind mehr als fünf Rippen einer Brustkorbhälfte gebrochen, spricht man eindeutig von der AIS-Verletzung 450213.4 mit dem Schweregrad vier. Der Vergleich mit dem Röntgenbild in Abbildung 58 zeigt, dass fünf der sechs Rippen in ähnlicher Weise gebrochen sind.

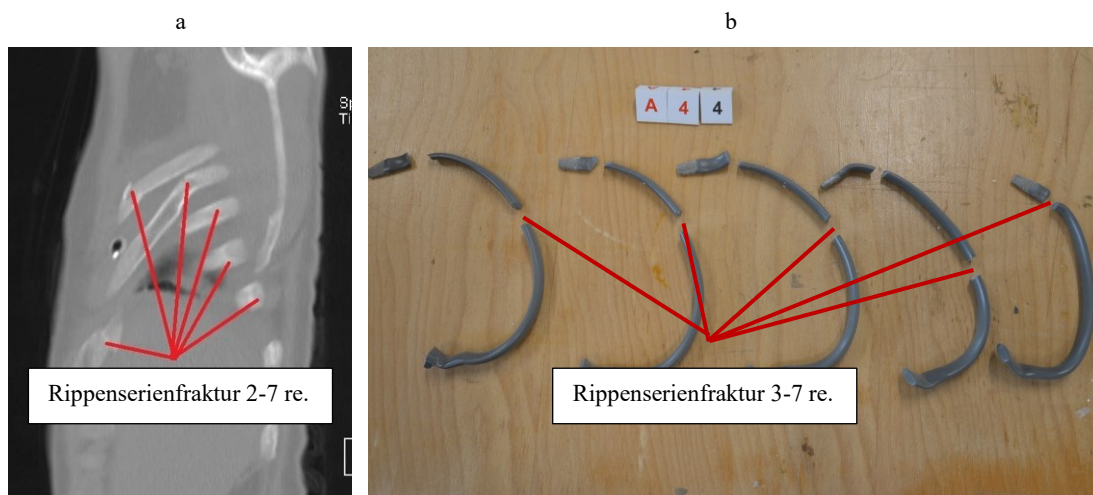


Abbildung 58: a) Röntgenbild Rippenserienfraktur 2-7 re. [113], b) Technische Obduktion Rippenserienbruch 3-7 re.

Die resultierende Kopfbeschleunigung beträgt in einem Zeitraum von ca. 30 ms, über 50 g mit einer max. Beschleunigung von 65 g, vgl. Diagramm Abbildung 95. Weil in

der technischen Obduktion keine Schädelbeschädigungen vorhanden sind, wird davon ausgegangen, dass eine beschleunigungsrelevante Verletzung möglich ist. Diese Annahme wird durch die WSTC (Wayne State Tolerance Curve) teilweise bestätigt. Mit den vorliegenden Belastungsniveaus sind Kopfverletzungen für den Stirnaufprall möglich, vgl. Abbildung 7. Mit der Datenbank vom AIS lässt sich dafür nur eine geringe Eingrenzung an möglichen Verletzungen treffen. An dieser Stelle ist eine leichte bis schwere Kopfverletzung möglich.

Wie die folgende Tabelle 19 zeigt, sind weitere Verletzungen im Realfall und weitere Beschädigungen im Crashtest aufgetreten. Die gesamte Beschreibung der Verletzungsschwere (MAIS) stimmt in beiden Fällen mit vier überein. Die gemessene Thorax-Beschleunigung, vgl. Abbildung 95, wird für die Bewertung von Verletzung nicht betrachtet, weil die Rippen im Versuch bereits gebrochen sind.

Tabelle 19: Korrelation zwischen Verletzungen und Beschädigungen von Versuch 2

Verletzungen Realunfall 1180018 [113]		Beschädigungen Dummy Crashtest 2			
Beschreibung	AISG05	min. korrelierende Beschreibung	AISG05 min.	max. korrelierende Beschreibung	AISG05 max.
Kontusionsblutung temporal	140606.3	leichtes SHT	161000.1	schweres SHT	161006.3
Subarachnoidal- blutung ¹ diffus	140694.2				
Schürfwunde über Auge re. lat.	210202.1	keine korrelierende Beschädigung vorhanden			
Hämatom unter Clavicula li.	410402.1	Claviculabruch li.	750500.2	mediale Claviculabruch (proximal) li.	750511.2
Lungenkontusion bds.	441410.3	keine korrelierende Beschädigung vorhanden		Rippenserienbruch 3-7 re.	450213.4
Hämatothorax re.	442200.3				
Rippenserienfraktur 2-7 re.	450213.4	Rippenserienbruch 3-7 re.	450213.4		
keine Verletzung vorhanden		Bruch Thoraxwirbel	650416.2	Bruch Thoraxwirbel groß	650434.3
Schürfwunde re. lat. Hand	710202.1	Weichteilverlet- zung bds. lat. Hand	710099.1	Abrieb bds. lat. Hand	710202.1
keine Verletzung vorhanden		einfacher Unterarmbruch re.	752253.2	einfacher Unterarmbruch re.	752253.2
		Knie re. Außen/Innenband	840405.2	Knie re. Außen/Innenband Partialriss	840406.2
MAIS = 4		min. MAIS = 4		max. MAIS = 4	
ISS = 26 (Polytrauma)		ISS _{min} = 24 (Polytrauma)		ISS _{max} = 34 (Polytrauma)	

Der zweite **Baumanprallversuch** mit einer Kollisionsgeschwindigkeit von 52 km/h (Versuch 3, vgl. Tabelle 18) wurde dreimal durchgeführt. Grund dafür war die

¹ Blutung zwischen der inneren Gewebeschicht und der mittleren Gewebeschicht, die das Gehirn umgeben

unterschiedliche Gurnutzung und -position im Crashtest-Versuch. Der verwertbare Versuch ist in der Abbildung 59 im Vergleich mit dem realen Fall verglichen.



Abbildung 59: Baumanprall 52 km/h Post-Crash, a) Realfall [112], b) Crashtest [123]

Mit einer technischen Obduktion des Dummys als Fahrzeuginsasse wurden die Beschädigungen systematisch erkannt und dokumentiert. Die Korrelation zwischen Verletzungen und Beschädigungen ist in der Tabelle 20 gegenübergestellt. Die Beschleunigungssignale, vgl. Abbildung 101, zeigen in diesem Fall keine bedeutenden Anzeichen für schwere Verletzungen. Die gesamte Beschreibung der Verletzungsschwere (MAIS) wird im Crashtest zwischen eins und zwei ermittelt. Der MAIS des realen Baumanpralls ist durch die medizinische Diagnose mit zwei angegeben.

Tabelle 20: Korrelation zwischen Verletzungen und Beschädigungen von Versuch 3

Verletzungen Realunfall 1070341 [112]		Beschädigungen Dummy Crashtest 3			
Beschreibung	AISG05	min. korrelierende Beschreibung	AISG05 min.	max. korrelierende Beschreibung	AISG05 max.
Schürfwunde Kopf	110202.1	keine korrelierende Beschädigung vorhanden			
Schädelprellung	110402.1				
Thoraxprellung	410402.1				
Rippenfraktur 6 und 8 li.	450202.2	Rippenbruch 5 li.	450201.1	Rippenbruch nicht näher bezeichnet	450210.2
keine Verletzung vorhanden		Weichteilbeschädigung re. lat. Hand	710099.1	Abrieb re. lat. Hand	710202.1
Hämatom Unterarm bds.	710402.1	keine korrelierende Beschädigung vorhanden			
Prellung Knie bds.	810402.1				
Riss-Quetsch-Wunde Knie re.	810600.1				
MAIS = 2		min. MAIS = 1		max. MAIS = 2	
ISS = 6		ISS _{min} = 2		ISS _{max} = 5	

Der **Auffahrunfall** Versuch 4, vgl. Tabelle 18, mit dem VW Passat und dem Opel Omega wurde mit einer gemessenen Kollisionsgeschwindigkeit von 75,4 km/h durchgeführt. Der Opel wurde an der Hinterachse leicht erhöht positioniert. Diese Änderung der Anstoßpunkte beider Fahrzeuge geht aus der Dokumentation des Falls in der Datenbank hervor. Die Abbildung 60 zeigt den Crashversuch mit dem verunfallten Fahrzeug im Vergleich. Die Auswertung der Beschleunigungssignale, vgl. Abbildung 104, zeigt in diesem Fall keine bedeutenden Anzeichen für schwere Verletzungen.



Abbildung 60: Auffahrunfall 75 km/h Post-Crash, a) Realfall [114], b) Crashtest [123]

Durch die technische Obduktion werden drei einzelne Beschädigungen am Dummy festgestellt. Davon ist der Rippenbruch auf der rechten Seite des Thoraxes mit einer Rippenfraktur der verletzten Person vergleichbar. Die gesamte Beschreibung der Verletzungsschwere (MAIS) stimmt in beiden Fällen mit zwei überein, siehe Tabelle 21.

Tabelle 21: Korrelation zwischen Verletzungen und Beschädigungen von Versuch 4

Verletzungen Realunfall 1060896 [114]		Beschädigungen Dummy Crashtest 4			
Beschreibung	AISG05	min. korrelierende Beschreibung	AISG05 min.	max. korrelierende Beschreibung	AISG05 max.
Schädel-Hirn-Trauma (Grad 1)	161002.2	keine korrelierende Beschädigung vorhanden			
Thoraxkontusion	410402.1				
Rippenfraktur re.	450201.1	Rippenbruch 6 re.	450201.1	Rippenbruch nicht näher bezeichnet	450210.2
keine Verletzung vorhanden		Rippenbruch 5 li.	450201.1	Rippenbruch nicht näher bezeichnet	450210.2
		einfacher Unterarmbruch li.	752253.2	einfacher Unterarmbruch li.	752253.2
MAIS = 2		min. MAIS = 2		max. MAIS = 2	
ISS = 5		ISS _{min} = 5		ISS _{max} = 8	

Der **Auffahrunfall** Versuch 5, vgl. Tabelle 18, mit dem Peugeot 106 und dem VW Passat wurde, wie in der Abbildung 61 zu erkennen, originalgetreu nachgestellt. Die gemessene Kollisionsgeschwindigkeit des Crashtests beträgt 32,3 km/h. Die Auswertung der Beschleunigungssignale, vgl. Abbildung 107, ergänzt die logische Abfolge der Dummy-Belastung, zeigt jedoch in diesem Fall keine bedeutenden Anzeichen für schwere Verletzungen.



Abbildung 61: Auffahrunfall 30 km/h Post-Crash, a) Realfall [115], b) Crashtest [123]

Die verletzte Person in diesem Unfall erlitt eine leichte Rippenfraktur und eine mäßige schwere Brustbeinverletzung. Wie die Tabelle 22 zeigt, sind am biofidelen Dummy keine Beschädigungen entstanden. Somit beträgt der gesamte Verletzungsschweregrad des Dummys $MAIS = 0$ und im Realunfall $MAIS = 2$.

Tabelle 22: Korrelation zwischen Verletzungen und Beschädigungen von Versuch 5

Verletzungen Realunfall 1070050 [115]		Beschädigungen Dummy Crashtest 5			
Beschreibung	AISG05	min. korrelierende Beschreibung	AISG05 min.	max. korrelierende Beschreibung	AISG05 max.
Fraktur 7. Rippe li.	450201.1	keine korrelierende Beschädigung vorhanden			
Fraktur Sternum	450804.2				
MAIS = 2		min. MAIS = 0		max. MAIS = 0	
ISS = 4		ISS _{min} = 0		ISS _{max} = 0	

Der Versuch 6 (vgl. Tabelle 18) zum **Fahrradunfall** stellt hohe Anforderungen an die Durchführbarkeit eines Crashtests. Beide beteiligten Verkehrsteilnehmer waren kurz vor der Kollision in Bewegung. Mit einem stützenden Rollwagen konnte das Fahrrad samt Dummy in Bewegung versetzt werden. Mit den Falldaten der rechnerischen Rekonstruktion konnten nun alle versuchsrelevanten Parameter so eingestellt werden, dass der Dummy vom Fahrzeug vorn links angestoßen wird. Die Abbildung 62

verdeutlicht, dass diese Position sehr gut getroffen wurde. Die Auswertung der Beschleunigungssignale, vgl. Abbildung 109, zeigt eine Kopfbelastung von über 50 g in einem Zeitraum von 30 ms an. Dabei erreicht die Kopfbeschleunigung einen Maximalwert von 118 g. Wie bereits im Versuch Nr. 2 erwähnt, ist es bei diesem Belastungsniveau wahrscheinlich, dass es zu einer Verletzung im Schädel-Hirn-Bereich kommt.

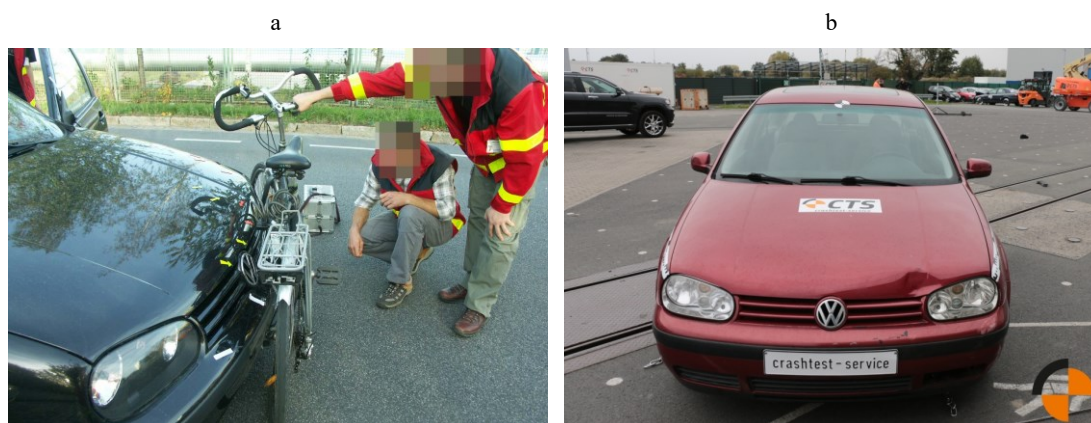


Abbildung 62: Fahrradunfall 45 km/h Post-Crash, a) Realfall [116], b) Crashtest [123]

Die Beschädigungen am Dummy korrelieren sehr gut mit drei Verletzungen des Fahrradfahrers. Die Gegenüberstellung von Verletzungen und Beschädigungen erfolgt in der Tabelle 23. Hier ist am Ende auch der berechnete MAIS angegeben. Im Realunfall beträgt er zwei und im Crashversuch liegt er zwischen zwei und drei.

Tabelle 23: Korrelation zwischen Verletzungen und Beschädigungen von Versuch 6

Verletzungen Realunfall 1060768 [116]		Beschädigungen Dummy Crashtest 6			
Beschreibung	AISG05	min. korrelierende Beschreibung	AISG05 min.	max. korrelierende Beschreibung	AISG05 max.
Schädel-Hirn-Trauma (Grad 1)	161002.2	leichtes SHT	161000.1	schweres SHT	161006.3
Orbitabodenfraktur ¹ re.	251221.2	keine korrelierende Beschädigung vorhanden			
keine Verletzung vorhanden		einfacher Unter- armbruch bds.	752253.2	einfacher Unterarmbruch bds.	752253.2
Schürfwunde Beckenkamm	810202.1	keine korrelierende Beschädigung vorhanden			
Unterschenkelfraktur li.	854000.2	Fibulabruch li.	854441.2	Tibiabruch li.	854221.2
Becken (Os ilium) Längsfraktur li.	856100.2	Beckenringbruch li.	856100.2	Acetabulumbruch	856200.2
Fuß Schaftfraktur (Os metatarsale V) li.	858153.2	Fuß Fersenbruch li.	857300.2	Fuß Fersenbruch li.	857300.2
MAIS = 2		min. MAIS = 2		max. MAIS = 3	
ISS = 12		ISS _{min} = 9		ISS _{max} = 17 (Polytrauma)	

¹ Bruch des Bodens der Augenhöhle

Die optionalen Versuche Nummer sieben bis zehn, vgl. Tabelle 16, werden im Rahmen dieser Arbeit nicht durchgeführt. Der Schwerpunkt wurde auf die Versuche mit der höchsten Priorität gelegt. Mit der erfolgreichen Durchführung der Fußgänger- und Radfahrerversuche erübrigten sich weitere Versuche in diesen Kategorien.

5.3 Ergebnisinterpretation

Dieser Abschnitt widmet sich der Interpretation der Ergebnisse der experimentellen Analyse und gibt einen Gesamtüberblick als Ergebnis der Validierung des biofidelen Dummys. Mit der Durchführung von Sitzschlittentest konnte eine vergleichbare Kinematik des Dummys in Bezug auf vorhandene Probandentests gezeigt werden. Besonders hervorzuheben ist das reale Ansprechverhalten, das bei der Anwendung in der Kurzzeitdynamik des Fahrzeugcrashs erreicht wird. Die Crashtests der nachgestellten realen Unfälle zeigen, dass der Dummy in der Lage ist, die gesamte Beschreibung der Verletzungsschwere (MAIS) zu beurteilen. Fünf von sechs Versuche zeigen den Bereich der Verletzungsschwere auf, in dem die realen Verletzungen der verunfallten Personen eingegliedert sind. Dabei ist der Trend zu erkennen, dass mit steigendem Schweregrad Beschädigungen am Dummy tendenziell besser korrelieren. Dokumentierte Schäden am Dummy, welche nicht mit der medizinischen Diagnose übereinstimmen, können teilweise durch die Unterschiede zwischen Unfall und Crashtest begründet werden. Reale Unfälle können nicht in vollem Umfang übereinstimmend rekonstruiert werden. Eine hohe Reproduzierbarkeit ist aufgrund der großen Anzahl an Einflussfaktoren nicht umsetzbar.

Mit den Aufnahmen der Hochgeschwindigkeitskameras lässt sich die exakte Abfolge von Ereignissen im Crashtest nachvollziehen, wodurch sich Beschädigungen logisch erklären lassen. Als Beispiel ist der signifikante Unterschied vom Kopfanprall des Fußgängerunfalls zu nennen. Im Crashtest schlägt der Kopf auf der Fahrzeugfront auf und im Realfall nicht. Dadurch weist der Dummy logischerweise eine schwere Schädelverletzung auf, wie sie bei Fußgängerunfällen auftreten kann.

Auffallend ist, dass der Unterarmknochen des Dummys in den Versuchen 1, 2, 4 und 6 jeweils eine Fraktur aufweist, ohne dass eine Verletzung im Vergleich zu den realen Fällen vorliegt. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit einer Anpassung der Konstruktion hinsichtlich der Geometriegestaltung an dieser Stelle.

Für die Bewertung von lebensbedrohlichen Verletzungen wird der ISS-Wert (vgl. Abschnitt 3.4) hinzugezogen. Somit kann neben dem MAIS auch eine Aussage zu Polytraumata getroffen werden. Dies ist besonders wichtig, wenn mehrere Verletzungen gleichzeitig auftreten. In den Crashtest-Versuchen eins, zwei und sechs gibt der jeweilige ISS-Wertebereich, bestehend aus korrelierender Mindest- und Maximalverletzung, gemäß Definition klare Anzeichen für mögliche Polytraumata. In drei von sechs Versuchen liegt der diagnostizierte ISS der Realunfälle innerhalb des ermittelten ISS-Wertebereiches des Dummys. In diesem Kontext ist zu berücksichtigen, dass der ISS auch Verletzungsschweregrade mit geringer Ausprägung berücksichtigt. Der biofidele Dummy fokussiert sich auf die Darstellung schwerer bis tödlicher Verletzungen.

In den Validierungsversuchen sind die Materialschäden am Dummy durch die technische Obduktion herausgearbeitet und dokumentiert. Neben dieser Methode ist es auch möglich, diese Beschädigungen mit einem Computertomographen (CT) zu interpretieren. Die in Abbildung 63 gezeigte CT-Untersuchung demonstriert die Visualisierung in unterschiedlichen Ebenen bis in die Tiefenschicht des Dummys.

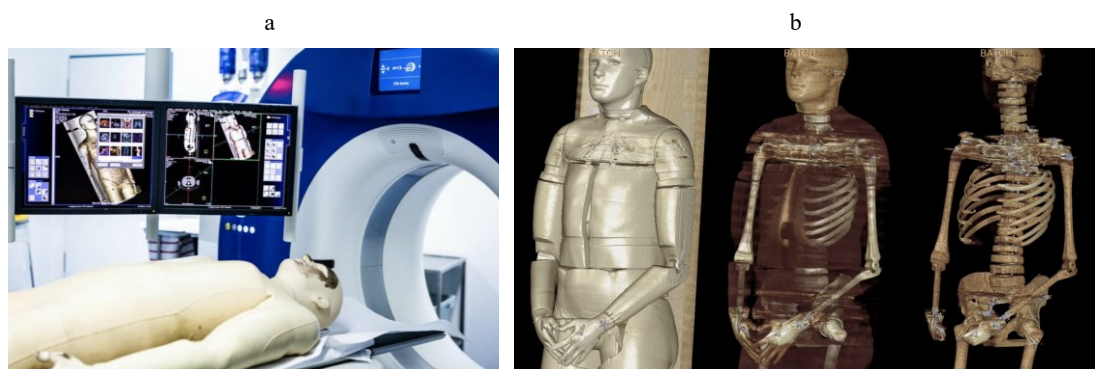


Abbildung 63: CT-Test, a) Testanordnung, b) Scanabbildung in unterschiedlichen Ebenen

Alternativ ist auch die Röntgenmethode am biofidelen Dummy anwendbar. Es ist zu beachten, dass damit nur Frakturen und Fremdkörper erkannt werden können, siehe Abbildung 64. Für eine vollständige Ergebniserhebung ist zusätzlich eine CT-Auswertung oder eine technische Obduktion erforderlich. Die grundsätzliche Entwicklung des Biofidel-Dummys basiert auf dem menschlichen Vorbild und dessen Anatomie und Biomechanik. Dadurch ist die direkte Darstellung ernsthafter und schwerster Verletzungen auch auf anderen Anwendungsgebieten durchaus möglich, z. B. Sicherheitsüberprüfung von Sitzkonzepten für autonomes Fahren. Wie genau diese Darstellung erfolgen kann, muss dabei individuell abgeglichen werden.

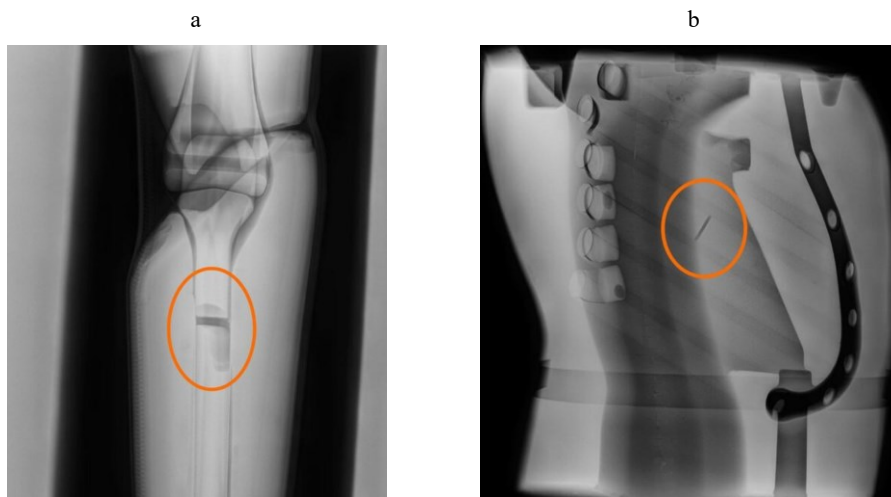


Abbildung 64: Röntgenbeispiele, a) Unterarm mit Fraktur, b) Thorax mit Rippenfraktur [124]

6 Anwendung des biofidelen Dummys

Der entwickelte und produzierte biofidele Dummy wird bereits in mehreren unterschiedlichen Kategorien der Fahrzeugsicherheit verwendet. Durch den biofidelen Aufbau und die Kernfunktion, Verletzungen durch Materialschäden innerhalb der Belastungsbereiche anzuzeigen, eignet sich der Dummy für viele unterschiedliche Crashtests. In diesem Kapitel werden Anwendungsgebiete des Dummys erläutert, welche das Potenzial des biofidelen Dummys in der Forschung und Industrie nutzen.

Komplexe Fragestellungen und neuartige Mobilitätskonzepte in Bezug auf ungeschützte Verkehrsteilnehmer verstärken die Notwendigkeit, Crashtests mit Dummys durchzuführen. Der Dummy ist dafür bei der DEKRA im Einsatz als Fußgängersurrogat zur Bewertung der Verletzungswahrscheinlichkeit. Durch die Darstellung von Knochenbrüchen im Dummy konnte in diesen Versuchen der Messererbruch an Beinen, vgl. Abschnitt 4.1, dargestellt werden. Diese typische Fußgänger-Verletzung zeigt in der Keilbruchform auch die Stoßrichtung an. [125]

Die Bundesanstalt für Straßenwesen veröffentlichte 2023 einen Bericht zur Untersuchung des Gefährdungspotenzials für Motorradfahrer durch scharfkantige Konstruktionsteile in Fahrzeug-Rückhaltesystemen. Insbesondere Schutz- und Leitplanken, die Motorradfahrer bei einem Unfall erreichen können, wurden mit dem biofidelen Dummy in verschiedenen Crashtests untersucht. Mit der Darstellung von Mindest- und Maximalverletzungen des Dummys konnte eine Einschätzung des Gefährdungspotenzials mit Bewertungskriterien abgeleitet werden. Durch die Verwendung des Dummys konnte ein Zusammenhang zwischen Konstruktionskriterien von Fahrzeug-Rückhaltesystemen und der Verletzungsschwere von Motorradfahrern hergestellt werden. [126]

Auf dem Gebiet der Unfallrekonstruktion wird der Dummy neben Fußgänger- und Motorradtests, auch als Fahrzeuginsasse verwendet.

Unfälle im Straßenverkehr mit Elektrokleinstfahrzeugen haben in Deutschland im Jahr 2022 um 49 % zugenommen. Unter den knapp 8.800 Verletzten sind auch 11 Tote. Das Fraunhofer-Institut für Kurzzeitdynamik verwendet den Crashtest-Dummy, siehe Abbildung 65, für Untersuchungen zur Kollision mit E-Scootern. Für diese Untersuchungen wurde speziell der biofidele Dummy gewählt, um möglichst realistische Bewegungsabläufe zu erzielen. Die vielen Freiheitsgrade der Dummy-Gelenke ermöglichen diesen Vorteil des anthropomorphen Bewegungsumfangs. [127]

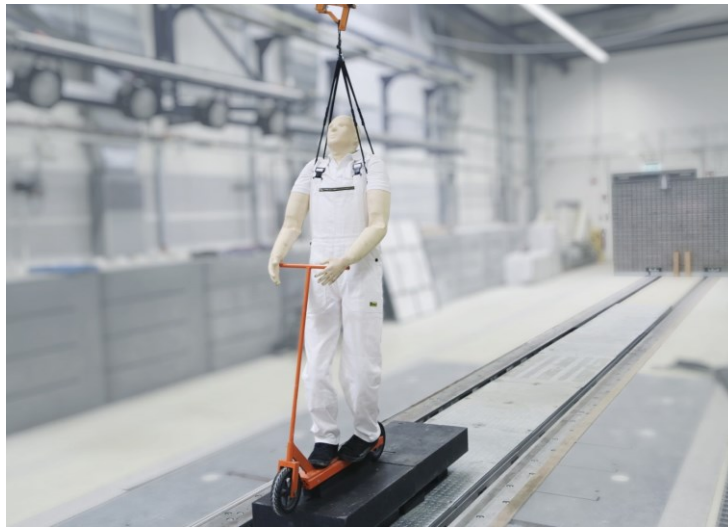


Abbildung 65: Versuchsaufbau E-Scooter Crashtest [127]

Im Bereich der Fahrzeugsicherheit für Sonderschutzlösungen (z. B. gepanzerte Zivilfahrzeuge) ist die Nutzung des Dummy bereits in einer Richtlinie vorgeschrieben. Die Vereinigung der Prüfstellen für angriffshemmende Materialien und Konstruktionen (VPAM) definieren die aktuellen Anforderungen hinsichtlich Sprengwirkungshemmung unter Verwendung des biofidelen Dummys. Es handelt sich dabei um die VPAM-ERV Fassung 3. Hierbei wird die Kernfunktion des Dummys genutzt, menschliche Verletzungen mit Materialschäden anzuzeigen. Sind im Versuch keine Beschädigung am Dummy entstanden, gilt der Versuch als bestanden. [128]

Speziell für diese Anwendung im Sonderschutz wurde zusätzlich ein vollständiges FEM-Modell als digitaler Zwilling des biofidelen Dummys für den IMPETUS-Solver¹ erstellt, siehe Abbildung 66. Es enthält 232 Komponenten, die aus ca. 390.000 Knoten und ca. 260.000 Elementen bestehen. Die FEM-Simulation bietet eine effiziente und präzise Methode, verschiedene Szenarien zu simulieren, bevor physische Tests

¹ Simulationsprogramm für explizite FEM-Berechnungen

durchgeführt werden. Damit können erhebliche Kosten und Ressourcen eingespart werden. [144]

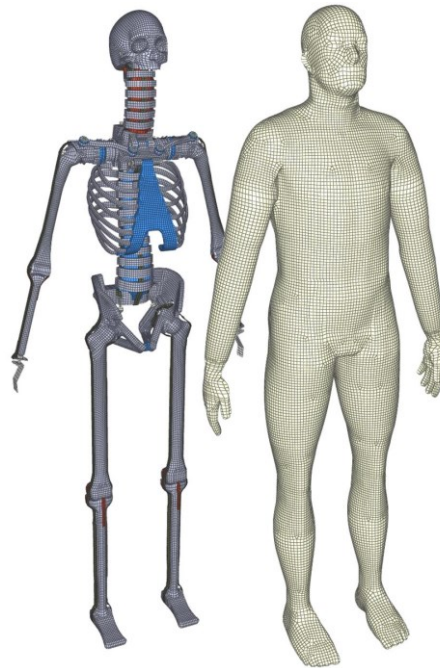


Abbildung 66: FEM-Modell des biofidelen Dummys

Das Berechnungsbeispiel in Abbildung 67 zeigt die Auswirkung eines seitlichen Aufpralls auf die Strukturen des Dummys. Dabei treten Beschädigungen der Knochenstruktur im Bereich des linken Oberarmes und der linken Thoraxhälfte auf. Diese Beschädigungen können mit Verletzungen einer Oberarmfraktur und einer Rippenserienfraktur in Verbindung gebracht werden.

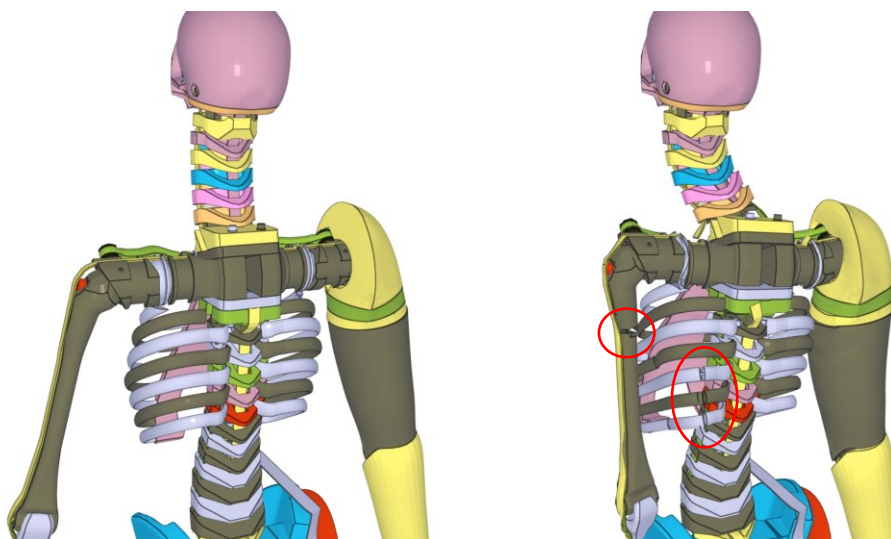


Abbildung 67: Linker Seitenaufprall in dorsaler Ansicht vor und während der Belastung

Neben der industriellen Anwendung sind die Ergebnisse dieser Arbeit auch für Forschungsprojekte interessant. Der Einfluss der Muskelaktivitäten im Crashverhalten der Fahrzeugsicherheit wird in dem Projekt „Entwicklung eines biofidelen Crashtest-Dummys mit Muskelaktivität zur Erzielung realitätsnaher Kollisionsabläufe“ der HTW Dresden untersucht. Der biofidele Dummy wird mit pneumatischen Ersatzmuskeln ausgestattet. Mit vorhandener Muskelaktivität können realitätsnahe Bewegungsabläufe nachgestellt werden.

Ein weiteres Forschungsprojekt „Entwicklung eines biofidelen Organodummys mit Hohl- und Vollorganen im Thorax- sowie Kopfbereich zur Nachstellung von Drucktraumata als Entwicklungswerkzeug für Schutzbekleidungen und -systeme“ der HTW Dresden stellt sich der Fragestellung, wie Drucktraumata im Crashtest nachstellt werden können. Dafür wird der konstruierte Dummy mit Hohl- und Vollorganen im Thoraxbereich erweitert. Dadurch werden Versuche mit Schutzbekleidungen und -systemen mit dem biofidelen Dummy als Entwicklungswerkzeug aussagekräftiger.

Beide Forschungsprojekte sind Bestandteil des zentralen Innovationsprogramm Mittelstand (ZIM) mit dem Fördermittelgeber des Bundesministeriums für Wirtschaft und Klimaschutz (BMWK).

7 Zusammenfassung

Die Verbesserung der Fahrzeugsicherheit umfasst eine Vielzahl von Werkzeugen und Methoden, die darauf abzielen, Unfälle zu verhindern oder die Folgen von Unfällen zu minimieren. Die Automobilindustrie führt umfangreiche Crashtests durch, um die Struktur der Fahrzeuge zu optimieren und den Insassenschutz zu gewährleisten. Eine zentrale Rolle bei der Entwicklung und Evaluierung von Sicherheitsmaßnahmen spielen Crashtest-Dummys. Diese Modelle repräsentieren das Verhalten menschlicher Körper während eines Fahrzeugunfalls. Die Aufgabe dieser Dummys besteht darin, physikalische Messwerte zu generieren. Diese sind mit Verletzungs- und Schutzkriterien in Verbindung mit der Prognose der Verletzungsschwere miteinander verknüpft. Mit dieser Methode sind nicht alle relevanten Verletzungen darstellbar. Damit ist es nicht möglich, die Komplexität der Verletzungsmechanismen beim Menschen vollständig abzubilden.

Gegenstand dieser Arbeit ist die Entwicklung eines neuartigen Crashtest-Dummys mit biofidelen Eigenschaften zur Darstellung anspruchsvoller Verletzungen. Die systematische Entwicklung beschränkt sich auf die direkte Darstellung menschlicher Verletzungen für kurzzeitdynamische Anwendungsgebiete, wie z. B. den Fahrzeugcrash. Durch die erarbeitete Definition der Kernfunktion, der Korrelation zwischen Materialschäden am Dummy und menschlichen Verletzungen, wurde ein systematischer Entwicklungsprozess erstellt und durchgeführt. Die Kombination aus den vier Fachgebieten: Anatomie, Biomechanik, Werkstofftechnik und Konstruktion, ermöglichte die Umsetzung der Kernaufgabe. Die Konstruktion orientiert sich an der menschlichen Anatomie, wird aber durch die funktionelle Biomechanik und die gewählten Werkstoffe beeinflusst.

Nach der Fertigung und Montage des gesamten Dummys wurde der Validierungsprozess eingeleitet. Dabei wird die Entwicklung hinsichtlich der Anforderungen und der Funktion überprüft. Es wurden experimentelle Tests des biofidelen Dummys mit

Schlittenversuchen und Crashtest-Versuchen durchgeführt. Versuche mit zerstörungsfreien Lastfällen wurden auf Sitzschlittenanlagen durchgeführt. Die Bewegung und Belastung des Dummys wurde anhand referenzierter Frontal-, Seiten- und Heckanpralltests nachgestellt. Die für einen Vergleich verwendeten Daten der Literatur werden durch die Dummy-Schlittentests sehr gut abgebildet. Das seitliche Bewegungsverhalten des Dummys weicht von dem dokumentierten PMHS-Test ab. Grund dafür sind Versuchsunterschiede und allgemeine Nachteile von Leichenversuchen, welche einen reproduzierbaren Vergleich erschweren. Die aufwendigen Versuche zum Nachstellen realer Fahrzeugunfällen haben das Ziel, vergleichbare Verletzungen am Dummy direkt darzustellen. Es konnten Materialschäden am Dummy mit den GIDAS-Daten der verletzten Verkehrsteilnehmer abgeglichen werden. Dadurch konnte festgestellt werden, dass der Dummy die Kernfunktion (Korrelation zwischen menschlicher Verletzungsentstehungen und Materialbeschädigungen) für viele Verletzungen erfüllt. Mit diesem Dummy ist es möglich, Verletzungen durch lokales Materialversagen anzuzeigen und mithilfe der AIS-Verletzungsskala eine Einstufung der Verletzungsschwere vorzunehmen. Der Aufbau des Dummys basiert auf der menschlichen Anatomie und Biomechanik. Dadurch ist die direkte Darstellung von Verletzungen auch für andere Anwendungsgebiete möglich.

Somit erfüllt der Dummy die drei Hauptziele der Arbeit: Beschädigungen werden direkt angezeigt, die Anwendbarkeit ist für omnidirektionale Anstoßrichtungen zulässig und die Nutzung für unterschiedliche Anwendungsgebiete, wie z. B. Fußgänger, Radfahrer und Insassen ist möglich. Knochenbrüche werden insbesondere im Bereich des Thoraxes durch die Rippen sehr präzise angezeigt. Durch die omnidirektionale Anprallverwendung ist das Surrogat besonders gut für Crashtests mit ungeschützten Verkehrsteilnehmern geeignet, wie Fußgänger und Radfahrer. Für die Forschung bietet der Dummy eine Alternative zu Probanden- und Leichenversuchen.

Der Umfang darstellbarer Verletzungen basiert auf erfolgreich durchgeführten Tests mit vergleichbaren realen Unfällen. Weitere Versuche sollten unter der Berücksichtigung des entwickelten Validierungsprozesses durchgeführt werden, damit eine verlässliche Aussage für weitere Verletzungen getroffen werden kann. Die iterative Anpassung der Konstruktion hinsichtlich der Geometriegestaltung kann für diese Erweiterung hilfreich sein.

Anhang

A	Crashtest-Dummy Spezifikationen	107
A.1	Gesetzgeber- und Verbraucherschutztests	107
A.2	Aktuelle und geplante Dummy-Verwendung	108
A.3	Verletzungs- und Schutzkriterien	109
B	Grundlagen der Anatomie und Trauma-Biomechanik	111
B.1	Achsen und Ebenen.....	111
B.2	Anatomische Richtungsbezeichnungen	112
B.3	Relativbewegungen.....	112
C	Thorax-Entwicklung	113
C.1	Verletzungsrisiko nach Körperregion	113
C.2	Bruchverhalten menschlicher Rippen	114
C.3	Regionale Unterschiede nach Cormier et. al.....	115
C.4	Belastungsreferenzwerte	116
C.5	Thorax-Konstruktion.....	117
C.6	Thorax-Fertigung	119
D	CAD-Daten der Dummy-Entwicklung	121
D.1	Gesamtkonstruktion	121
D.2	Bewegungsumfang.....	122
E	Dokumentation Full-Scale-Versuche	127
E.1	Versuch 1 Fußgänger	127
E.2	Versuch 2 Baumanprall.....	130
E.3	Versuch 3 Baumanprall.....	133
E.4	Versuch 4 Auffahrunfall	136
E.5	Versuch 5 Auffahrunfall	139
E.6	Versuch 6 Fahrrad.....	141

A Crashtest-Dummy Spezifikationen

A.1 Gesetzgeber- und Verbraucherschutztests

Tabelle 24: Ländersabhängige Gesetzgeber- und Verbraucherschutztests [12]

	Gesetzgebertests	Verbraucherschutztests
USA	FMVSS	IIHS U.S. NCAP
Europa	EU UNECE	Euro NCAP
China	GB	C-NCAP i-VISTA C-IASI
Australien	ADR	ANCAP
Japan	Art. 18	JNCAP
Südkorea	KMVSS	KNCAP
Taiwan		TNCAP
ASEAN		ASEAN NCAP
Kanada	CMVSS	
Lateinamerika		Latin NCAP
Indien	India AIS	Global NCAP
Afrika		Global NCAP
International		RCAR

FMVSS - Federal Motor Vehicle Safety Standards, IIHS - Insurance Institute for Highway Safety, NCAP - New Car Assessment Program, UNECE - United Nations Economic Commission for Europe, GB – Guobiao, i-VISTA - intelligent Vehicles and Smart Traffic Applications, C-IASI - China Insurance Automotive Safety Index, ADR - Australian Design Rules, KMVSS - Korea Motor Vehicle Safety Standard, CMVSS - Canada Motor Vehicle Safety Standards, AIS - Automotive Industry Standards, RCAR - Research Council for Automobile Repairs

A.2 Aktuelle und geplante Dummy-Verwendung

		Frontal Impact					Side Impact				Rear Impact		Child				
		HIII 50 %	HIII 5 %	HIII 95 %	THOR 50 %	THOR 5 %	ES-2	ES-2re	SID-11s	World SID	HIII 50 %	BioRID II	CRABI	CAMI	HIII	P Series	Q Series
Europe / UN Regulations	UN R17											•					
	UN R44															•	
	UN R94	•															
	UN R95						•										
	UN R129																•
	UN R135									•							
	UN R137	•	•														
	Euro NCAP	•	•	(•) •	•	•				•		•					•
America	FMVSS 208	•	•										•		•		
	FMVSS 214							•	•	○							
	FMVSS 213 / 213a												•	•	•	•	•
	FMVSS 202a										•						
	FMVSS xxx (OMDB)				○												
	U.S. NCAP	•	•		○			•	•	○							
	IIHS	•	•						•								
	Latin NCAP	•					•										•
Asia	Japan Regulations	•	•				•			•						•	
	JNCAP	•	•		•					•		•					
	China Regulations	•					•	•		•							
	C-NCAP	•	•		•		•		•	•		•					•
	KNCAP	•	•		•					•		•					•
	ASEAN NCAP	•					•										•
AUS	ADR (Frontal, Side)	•					•			•							
	ANCAP	•	•	(•) •	•	•				•		•					•
GTR	GTR 7 (Head Restr.)	•										•					
	GTR 14 (Pole Side)									•							

2023 2024 2025 2026 2029 ○ = planned, no date specified

Abbildung 68: Aktuelle und geplante Dummy-Verwendung für länderspezifische Gesetzgeber- und Verbraucherschutztests [129]

A.3 Verletzungs- und Schutzkriterien

Tabelle 25: Verletzungs- und Schutzkriterien nach Körperregion nach [2, 21]

Körper-region	Bezeichnung	Beschreibung
Kopf	HIC	Head Injury Criterion (internationales Kopfverletzungskriterium)
	HPC	Head Protection Criterion (europäisches Kopfverletzungskriterium nach UN R94 und UN R95)
	$a_{3\text{ ms}}$	3 ms Kriterium (In den Richtlinien UN R21 und UN R25 enthalten)
	GAMBIT	Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (kombinierte Belastung aus translatorischer und rotatorischer Beschleunigung)
	BrIC	Brain Injury Criterion (Gehirnverletzungskriterium)
Hals	NIC	Neck Injury Criterion (Nackenverletzungskriterium)
	N_{ij}	Neck Injury (Kriterium für Halswirbelsäulenverletzung)
	N_{km}	Nacken-Kraft-Moment (Kriterium für hecklastige Halswirbelsäulenverletzung)
	ECE	Richtlinie R94 (maximal zulässige Kräfte an der Halswirbelsäule in Abhängigkeit der Einwirkdauer)
	FMVSS	Richtlinie 208 (Grenzwerte für Kompression, Zug und N_{ij})
	LNL	Lower Neck Load Index (Kraft- und Momentkomponenten am unteren Ende des Halses)
	IV-NIC	Intervertebral Neck Injury Criterion (Berücksichtigung der intervertebralen Rotation)
	NDC	Neck Displacement Criterion (Bewertung von Weichteilverletzungen der Halswirbelsäule)
	WIC	Whiplash Injury Criterion (Schleudertrauma für den Heckanprall)
Thorax	TTI	Thoracic Trauma Index (Verletzungskriterium zur Thoraxbewertung von Seitenkollisionen)
	C	Compression Criterion (maximale Thorax-Kompression)
	VC	Viscous Criterion (geschwindigkeitsabhängige Thorax-Kompression)
	CTI	Combined Thoracic Index (beschleunigungsabhängige Thorax-Kompression)
	RDC	Rib Deflection Criterion (Eindrückung der Rippen in Folge einer Seitenkollision)
	ThCC/TCC	Thoracic Compression Criterion (Kompression des Thorax bei Frontalkollisionen zwischen Brustbein und Wirbelsäule)
Abdomen	APF	Abdominal Peak Force (maximale Abdomen-Kraft nach UN R95)
Obere Extremitäten	ADFS	Average Distal Forearm Speed (Risikos von Unterarmfrakturen)
	RAID	Research Arm Injury Device (Wechselwirkung zwischen gezündetem Airbag und dem Arm)
Unteren Extremitäten	FMVSS	208 (maximale Kraft in axialer Richtung des Femurs)
	TCFC	Tibia Compression Force Criterion (axiale Tibia-Kompressionskraft nach UN R94)
	FFC	Femur Force Criterion (zeitabhängige Kraft in axialer Richtung des Femurs nach UN R94)
	TI	Tibia-Index (Biegemoment und axiale Tibia-Kraft nach UN R94)
	PSPF	Pubic Symphysis Peak Force (Kriterium für die Schambeinfugen-Kraft)
	ECE	Richtlinie R94 (maximal zulässige Verschiebung der Tibia)

B Grundlagen der Anatomie und Trauma-Biomechanik

B.1 Achsen und Ebenen

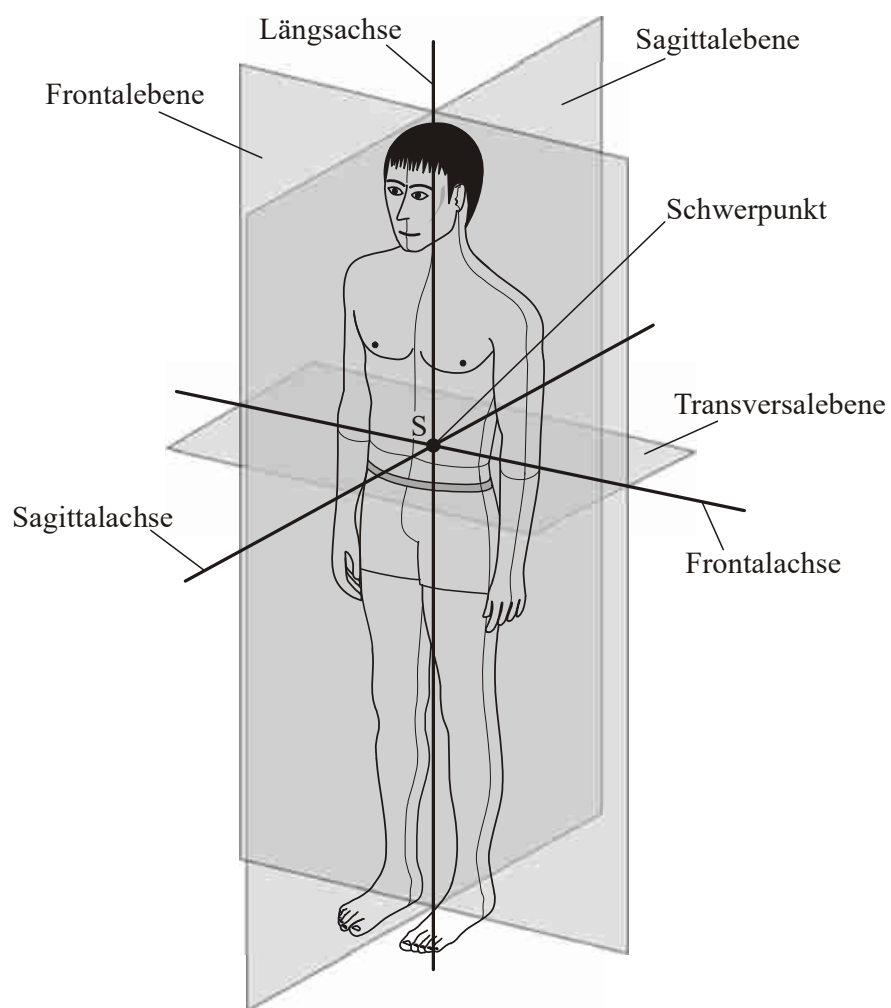


Abbildung 69: Achsbezeichnungen und Ebenen des menschlichen Bewegungsapparates [35]

B.2 Anatomische Richtungsbezeichnungen

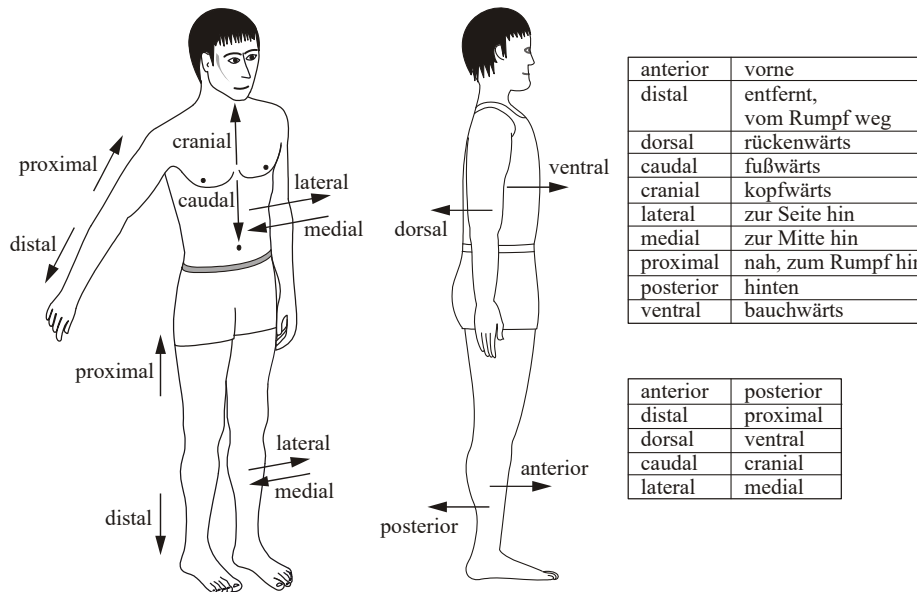


Abbildung 70: Anatomische Richtungsbezeichnungen des menschlichen Bewegungsapparates [35]

B.3 Relativbewegungen

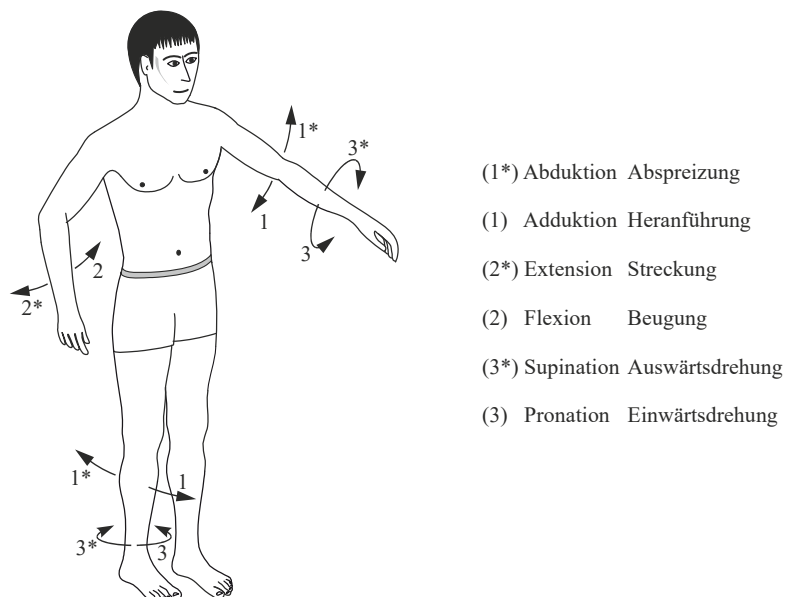


Abbildung 71: Relativbewegungen des menschlichen Bewegungsapparates [35]

C Thorax-Entwicklung

C.1 Verletzungsrisiko nach Körperregion

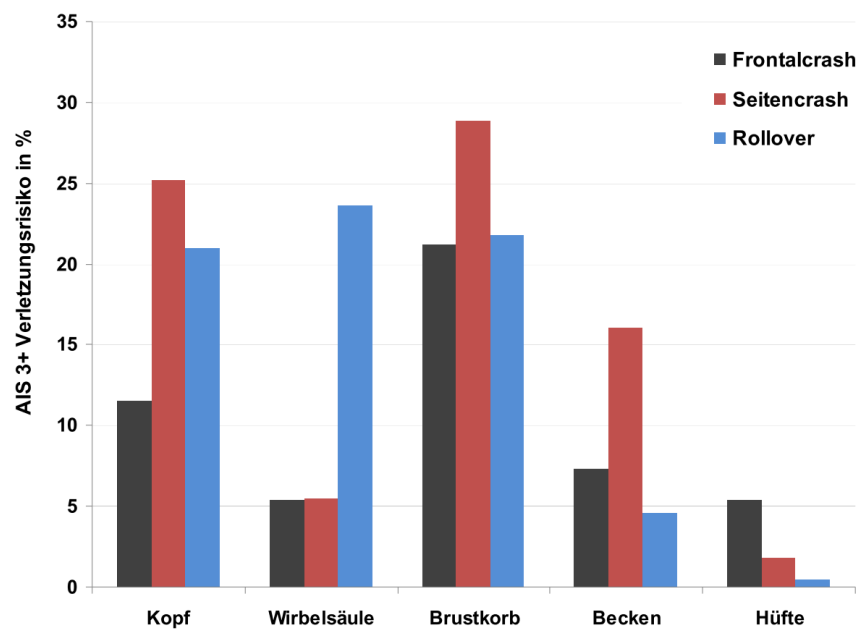


Abbildung 72: C.1 Verletzungsrisiko von AIS3+ Verletzungen in Körperregionen und Kollisionstyp unterteilt [67]

C.2 Bruchverhalten menschlicher Rippen



Abbildung 73: Prinzipieller Versuchsaufbau mit eingespannter Rippe [80]

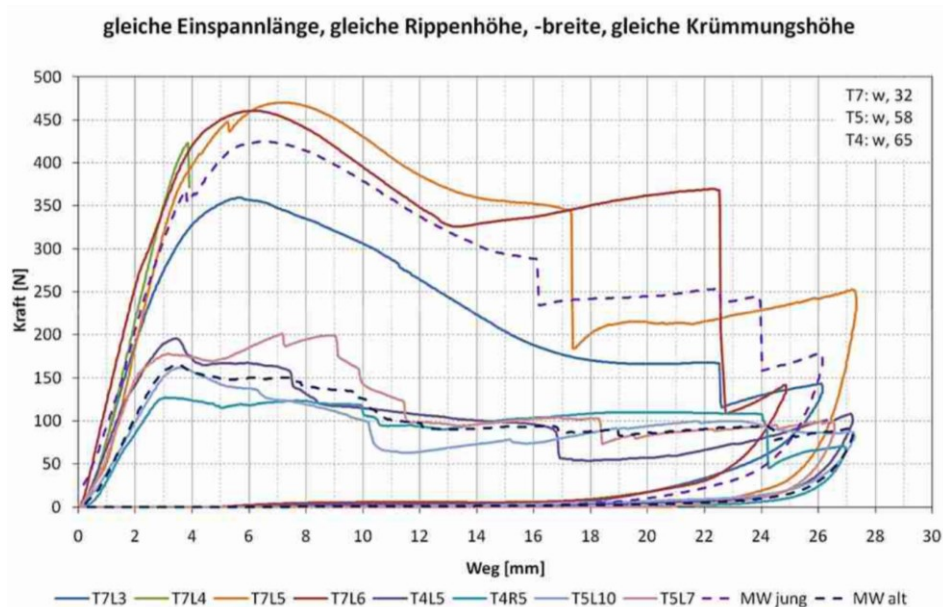


Abbildung 74: Bruchverhalten menschlicher Rippen in Abhängigkeit von Kraft und Weg [80]

Tabelle 26: Legende zur Abbildung 74

T	Thorax
L	linke Thoraxhälfte
R	rechte Thoraxhälfte
W	weiblich
MW	Mittelwert

C.3 Regionale Unterschiede nach Cormier et. al.

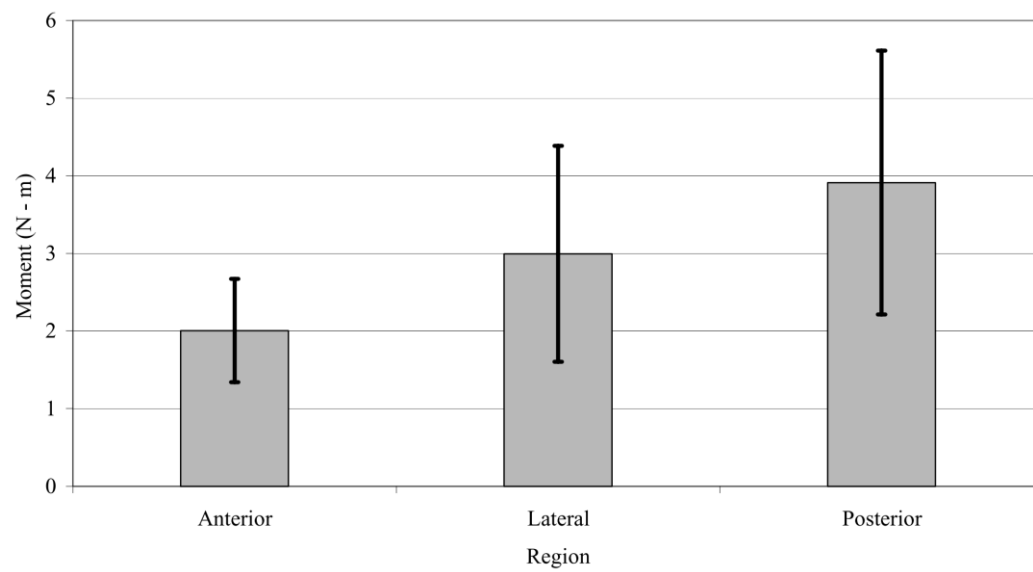


Abbildung 75: Maximales Biegemoment menschliche Rippen mit Standardabweichung für Unterschiedliche Belastungspositionen [83]

C.4 Belastungsreferenzwerte

Tabelle 27: Toleranzwerte für frontale und seitliche Belastung des Thorax nach [2]

	Belastungsart	Toleranzwerte	Verletzungsbeschreibung
frontale Belastung	Kraft	3,3 kN, 8,8 kN	leichte Verletzung
	Beschleunigung	60 g	3 ms Wert für H-III 50M
	Eindrückung	58 mm	Keine Rippenfraktur
		52 mm	Grenze für H-III 5F
		63 mm	Grenze für H-III 50M
	Kompression	20 %	Beginn von Rippenfrakturen
		40 %	Dreschflegel-Thorax
	Viscous Criterion max VCmax	1,0 m/s	25 % Wahrscheinlichkeit für AIS $\geq$ 4
		1,3 m/s	50 % Wahrscheinlichkeit für AIS $\geq$ 4
	Combined Thoracic Index CTI	Aint = 60g Dint = 76 mm	50 % Wahrscheinlichkeit für AIS $\geq$ 3 bei Leichen
seitliche Belastung	Kraft	7,4 kN	AIS0
		10,2 kN	AIS3
		5,5 kN	25 % Wahrscheinlichkeit für AIS $\geq$ 4
	Beschleunigung	Wirbel T8-Y = 45,2 g	25 % Wahrscheinlichkeit für AIS $\geq$ 4
		Wirbel T12-Y = 31,6 g	25 % Wahrscheinlichkeit für AIS $\geq$ 4
		60g	25 % Wahrscheinlichkeit für AIS $\geq$ 4
	Thoracic Trauma Index (TTI)	TTI(d) = 85g	Max. für SID 4-türig
		TTI(d) = 90g	Max. für SID 2-türig
		TTI = 145g	25 % Wahrscheinlichkeit für AIS $\geq$ 4
		TTI = 151g	25 % Wahrscheinlichkeit für AIS $\geq$ 4
	Kompression	38,4	25 % Wahrscheinlichkeit für AIS $\geq$ 4
	Kompression Thoraxhälfte	35%	AIS3
		33%	25 % Wahrscheinlichkeit für AIS $\geq$ 4
	Viscous Criterion max VCmax	1,0 m/s	50 % Wahrscheinlichkeit für AIS $\geq$ 3
		1,47 m/s	25 % Wahrscheinlichkeit für AIS $\geq$ 4
	Viscous Criterion max VCmax Thoraxhälfte	0,85 m/s	25 % Wahrscheinlichkeit für AIS $\geq$ 4

C.5 Thorax-Konstruktion

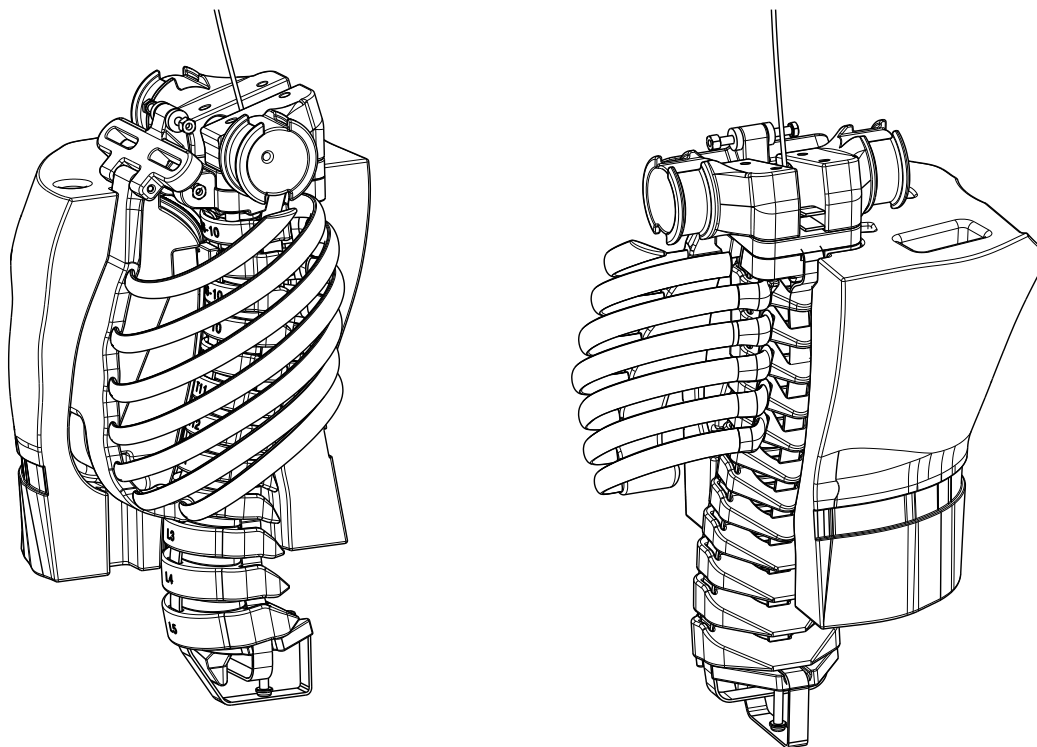


Abbildung 76: Isometrische Ansichten der Brustkorbkonstruktion mit Wirbelsäule und halbseitigem Weichteilersatzgewebe

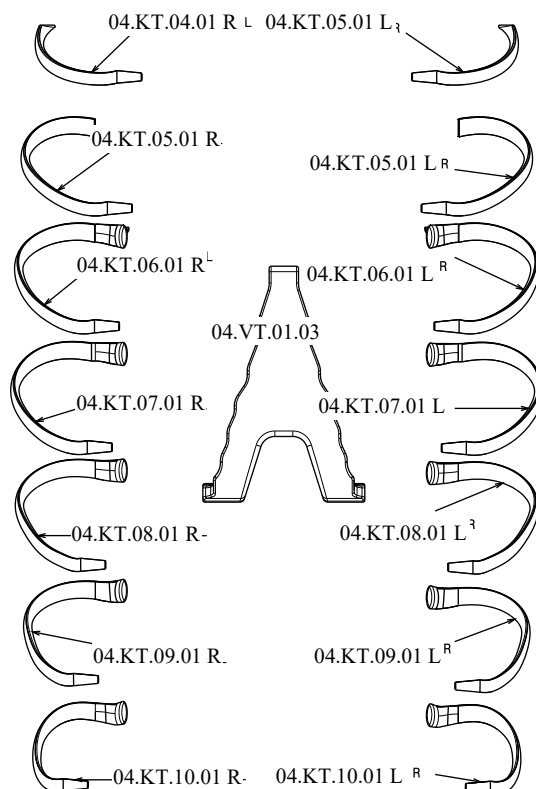


Abbildung 77: Thorax-Konstruktion mit allen Einzelteilen

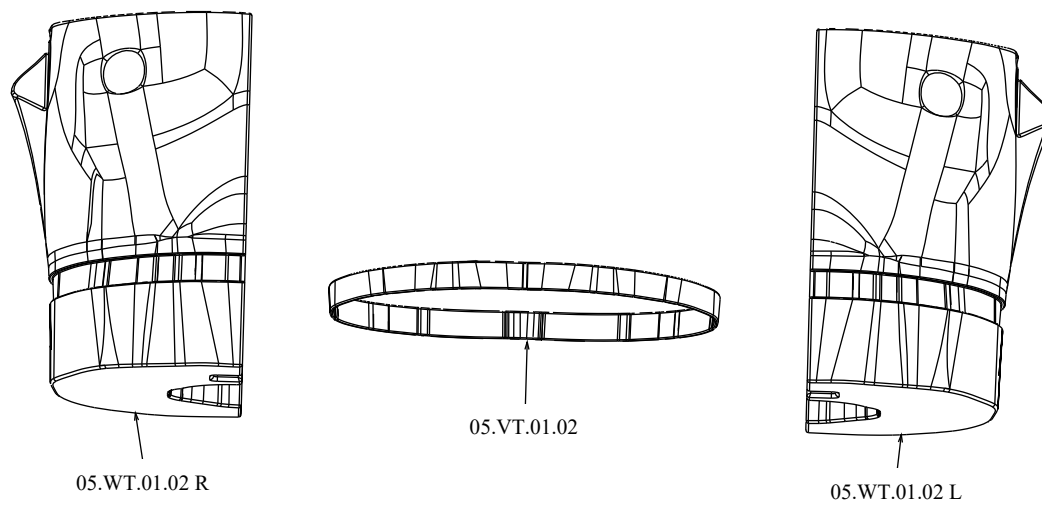


Abbildung 78: Abdomen mit allen Einzelteilen

C.6 Thorax-Fertigung

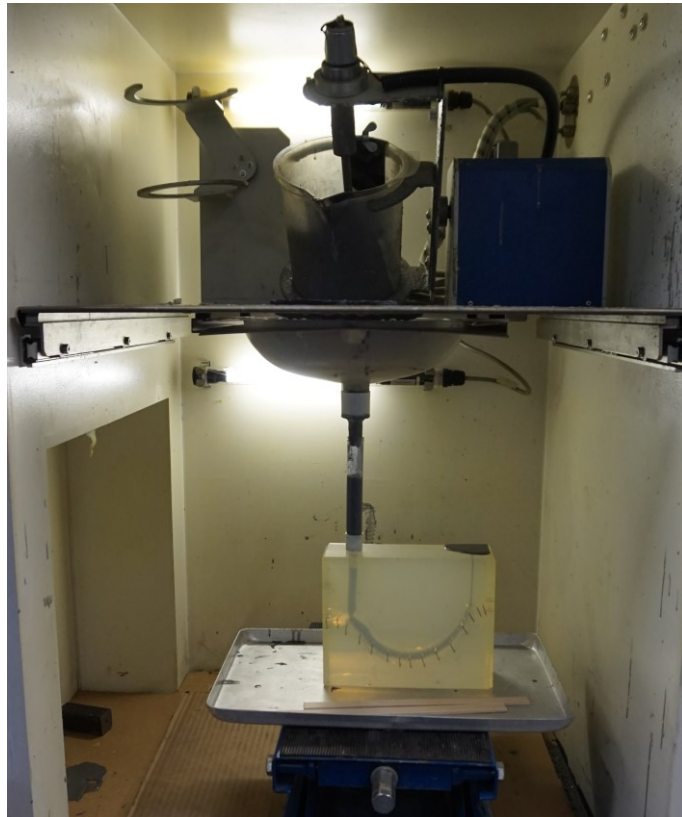


Abbildung 79: Gussvorgang einer Rippe in der Vakuumkammer



Abbildung 80: Fertig gegossene Rippe in halbseitig geöffneter Silikonform

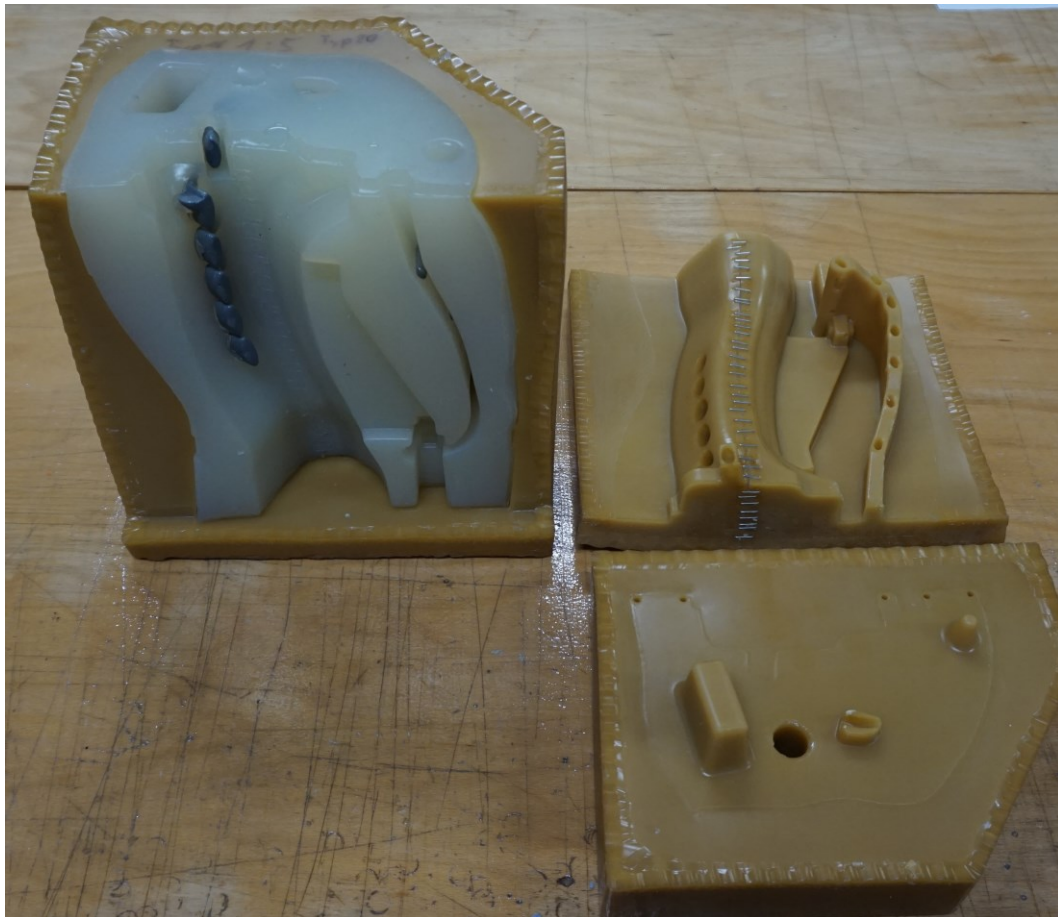


Abbildung 81: Thoraxhälfte mit eingegossenen Rippen in geöffneter dreiteiliger Silikonform

D CAD-Daten der Dummy-Entwicklung

D.1 Gesamtkonstruktion

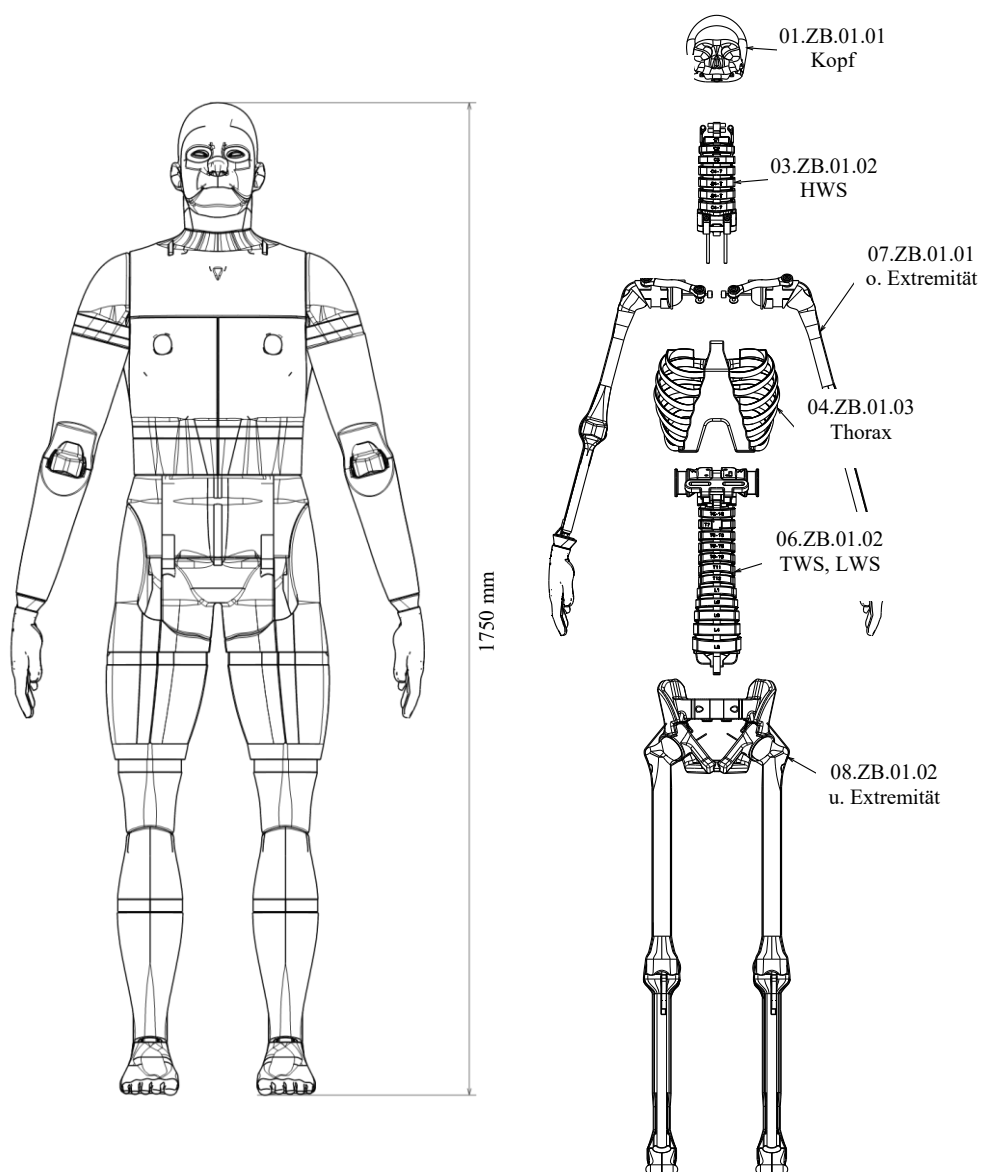


Abbildung 82: Dummy-Entwicklung mit Weichteilersatzgewebe (links), Baugruppen der Tiefenschicht (rechts)

D.2 Bewegungsumfang

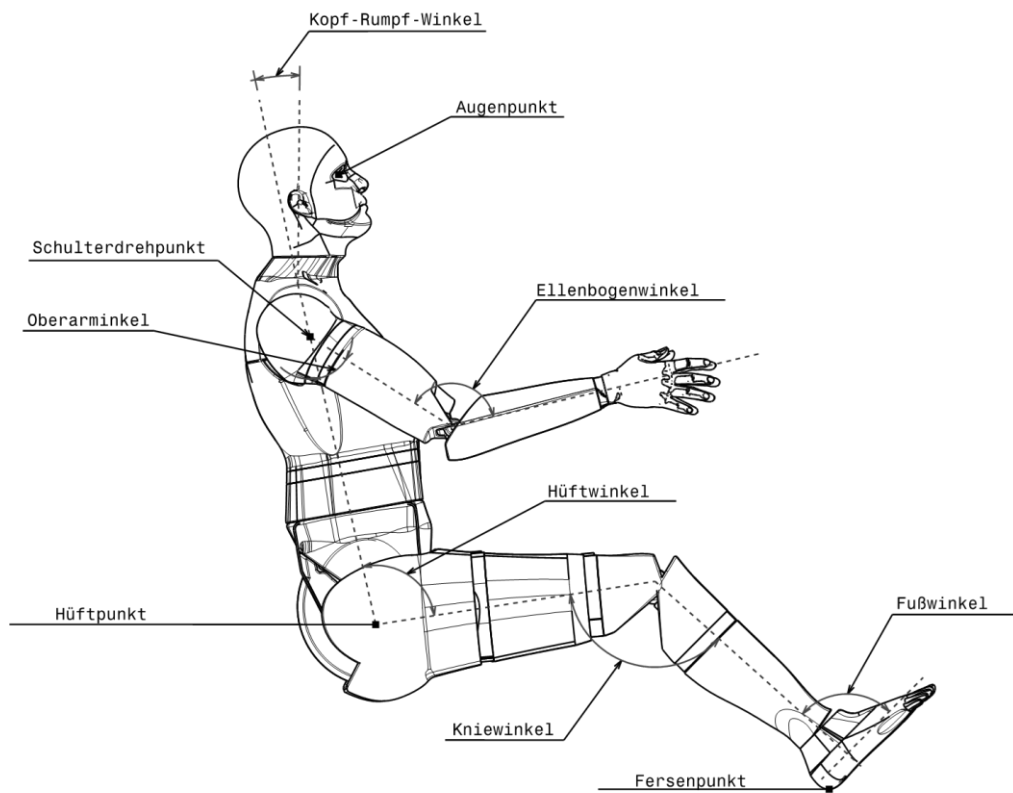


Abbildung 83: Referenzpunkte und Winkelbezeichnungen des biofiden Dummys

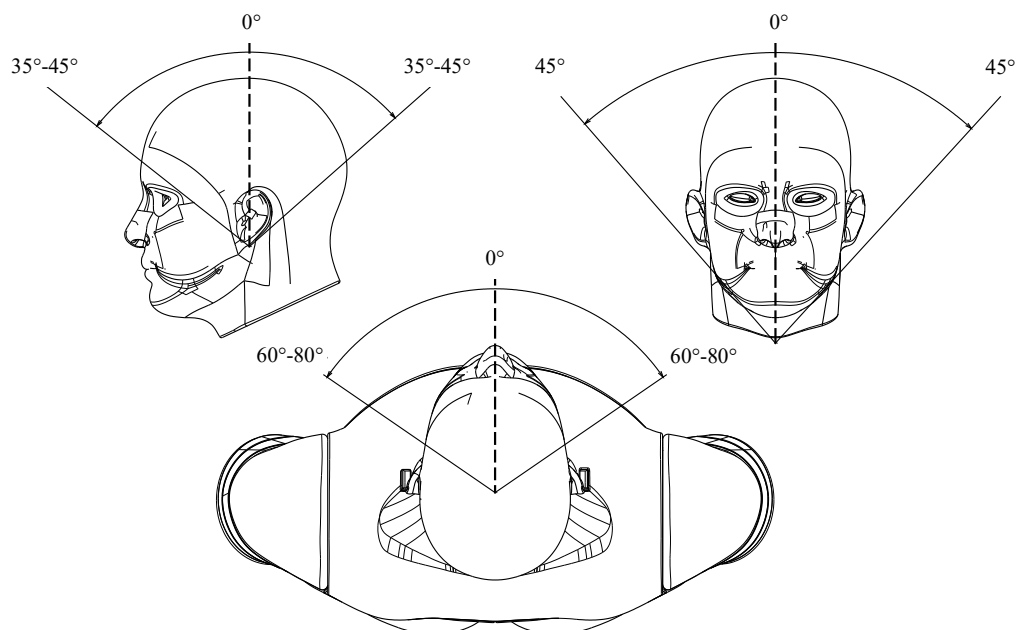


Abbildung 84: Kopfbewegungen

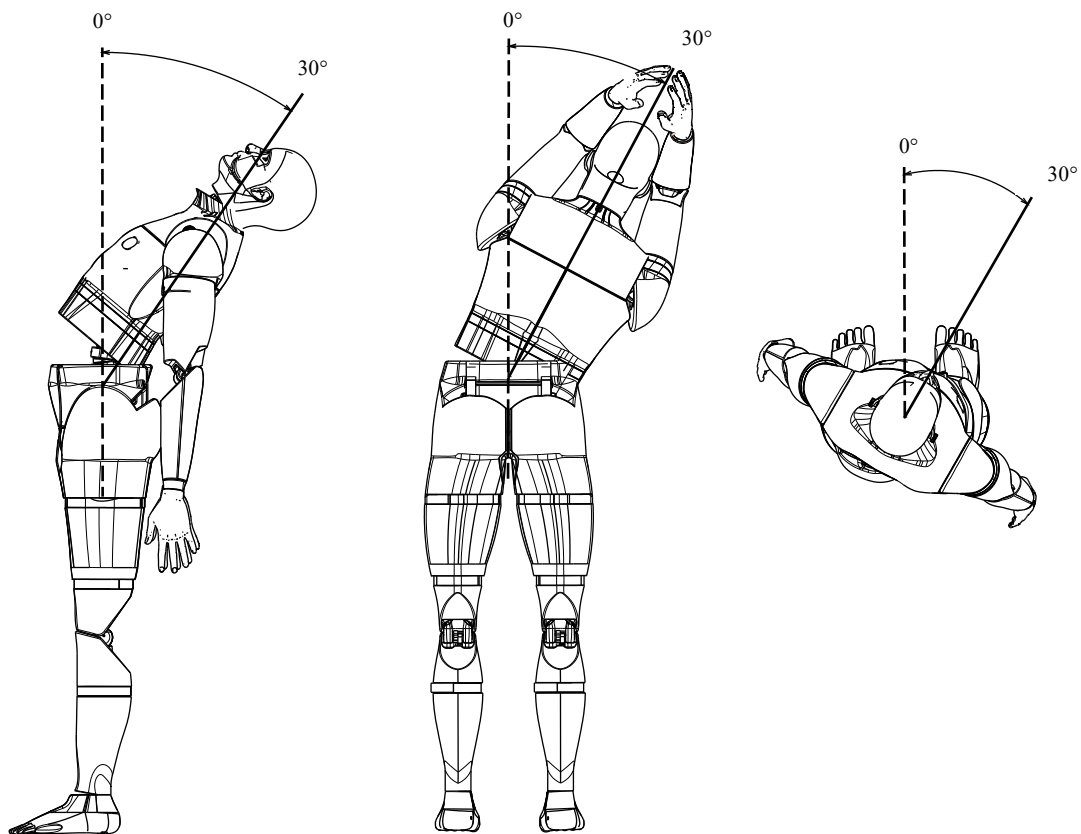


Abbildung 85: Bewegungen der Brust- und Lendenwirbelsäule

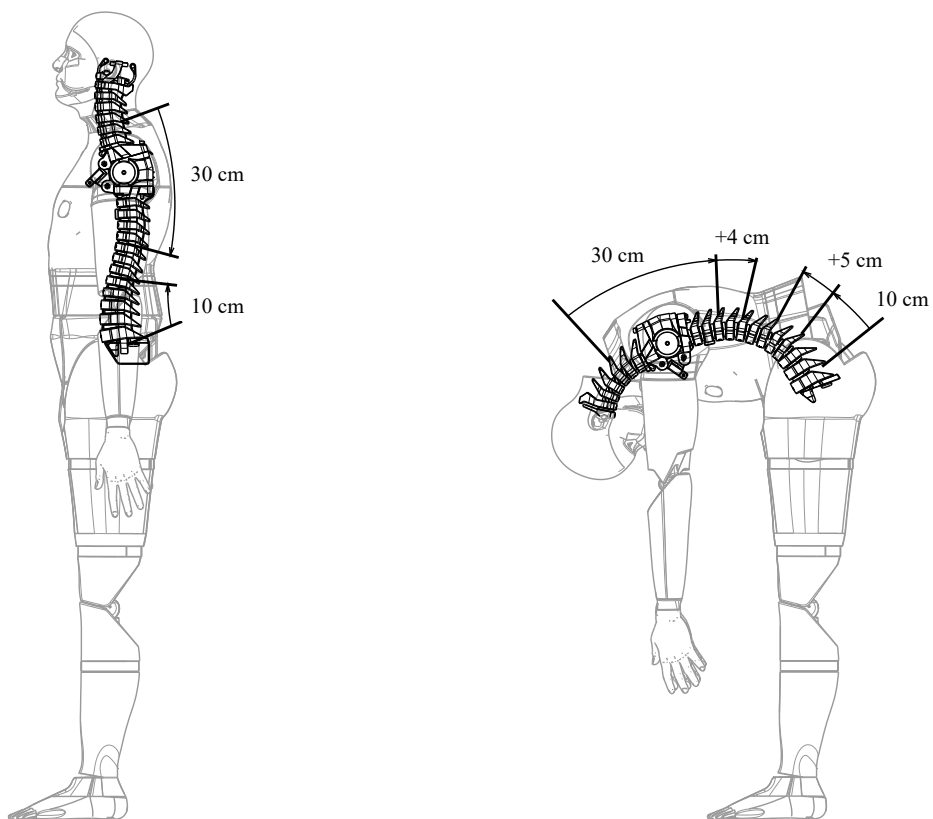


Abbildung 86: Flexion der Wirbelsäule

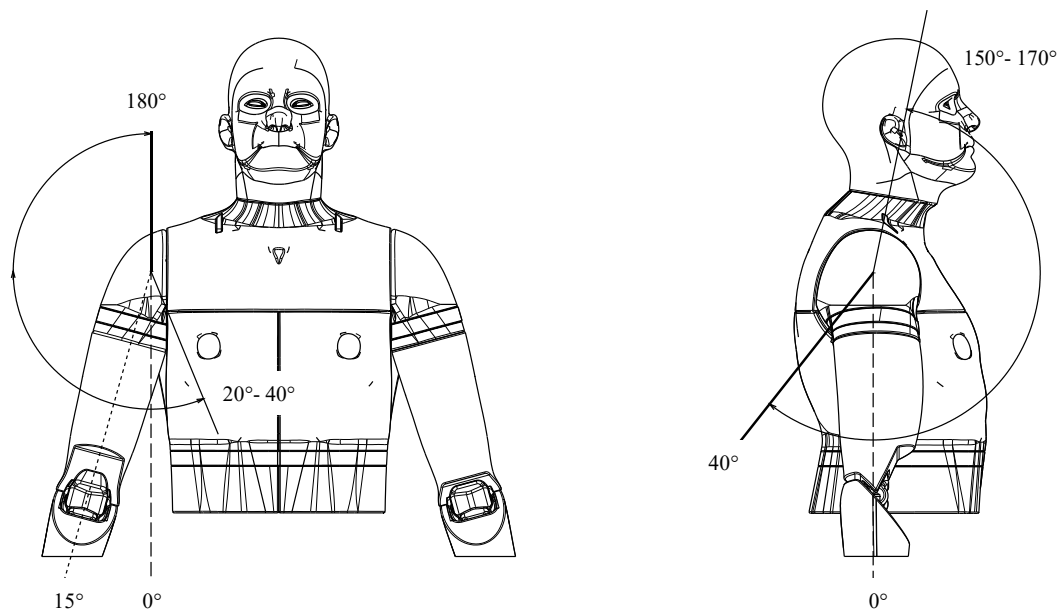


Abbildung 87: Armbewegungen

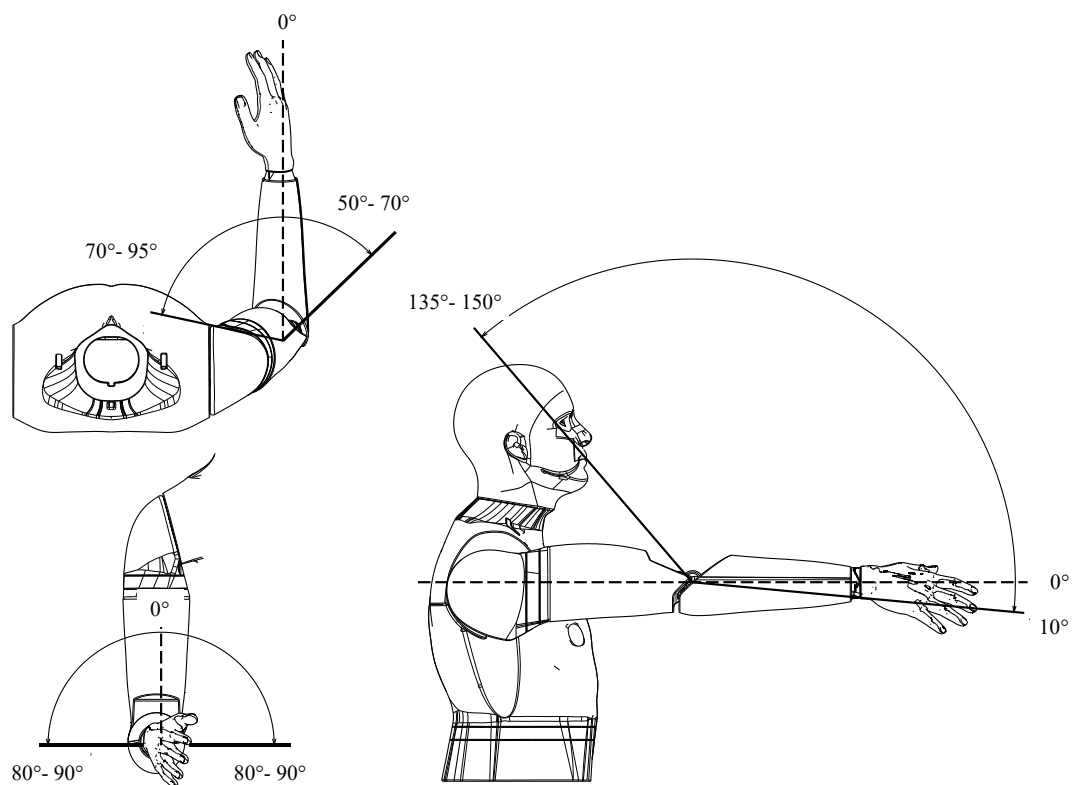


Abbildung 88: Ellenbogenbewegungen

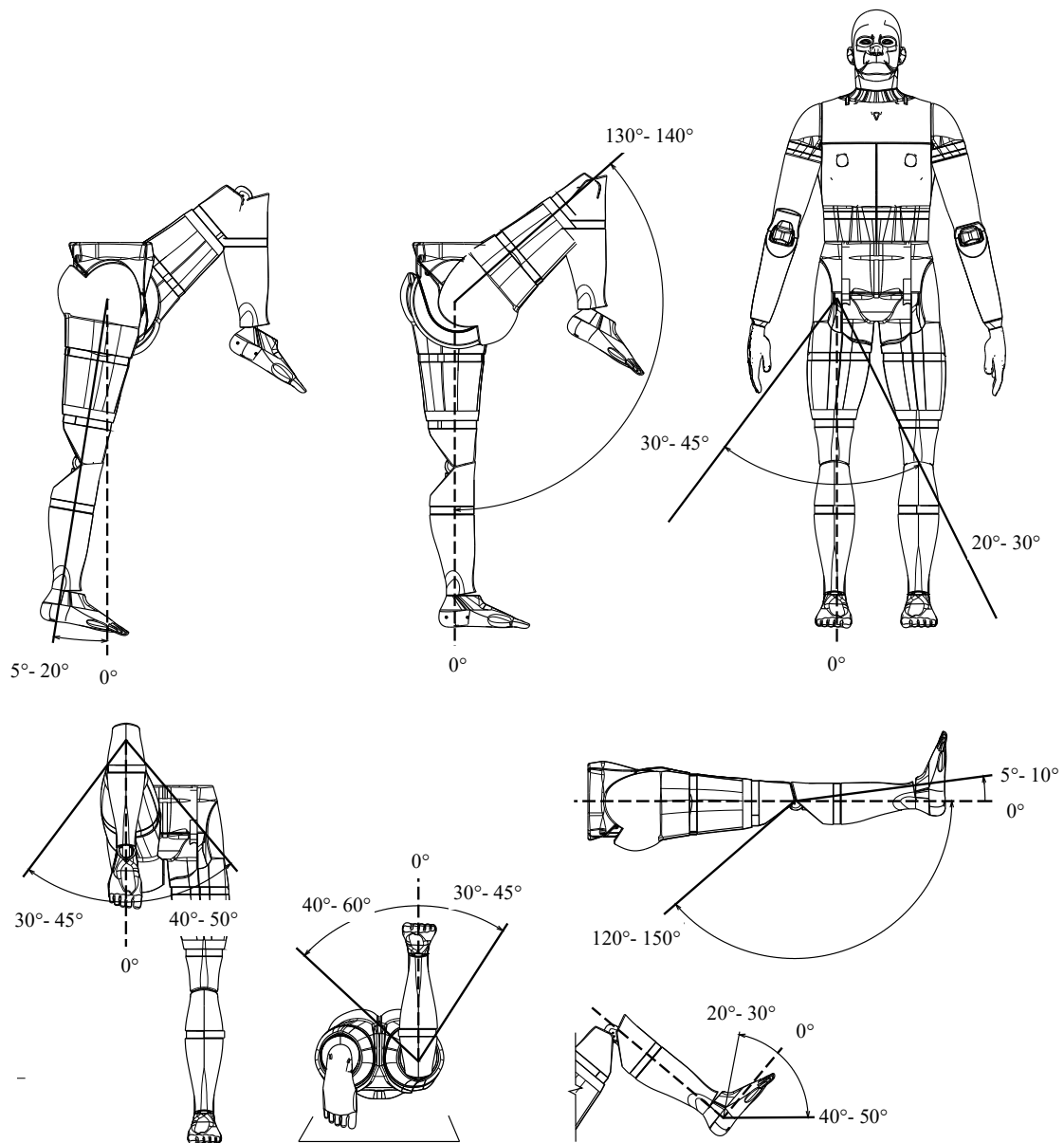


Abbildung 89: Beinbewegungen

E Dokumentation Full-Scale-Versuche

E.1 Versuch 1 Fußgänger

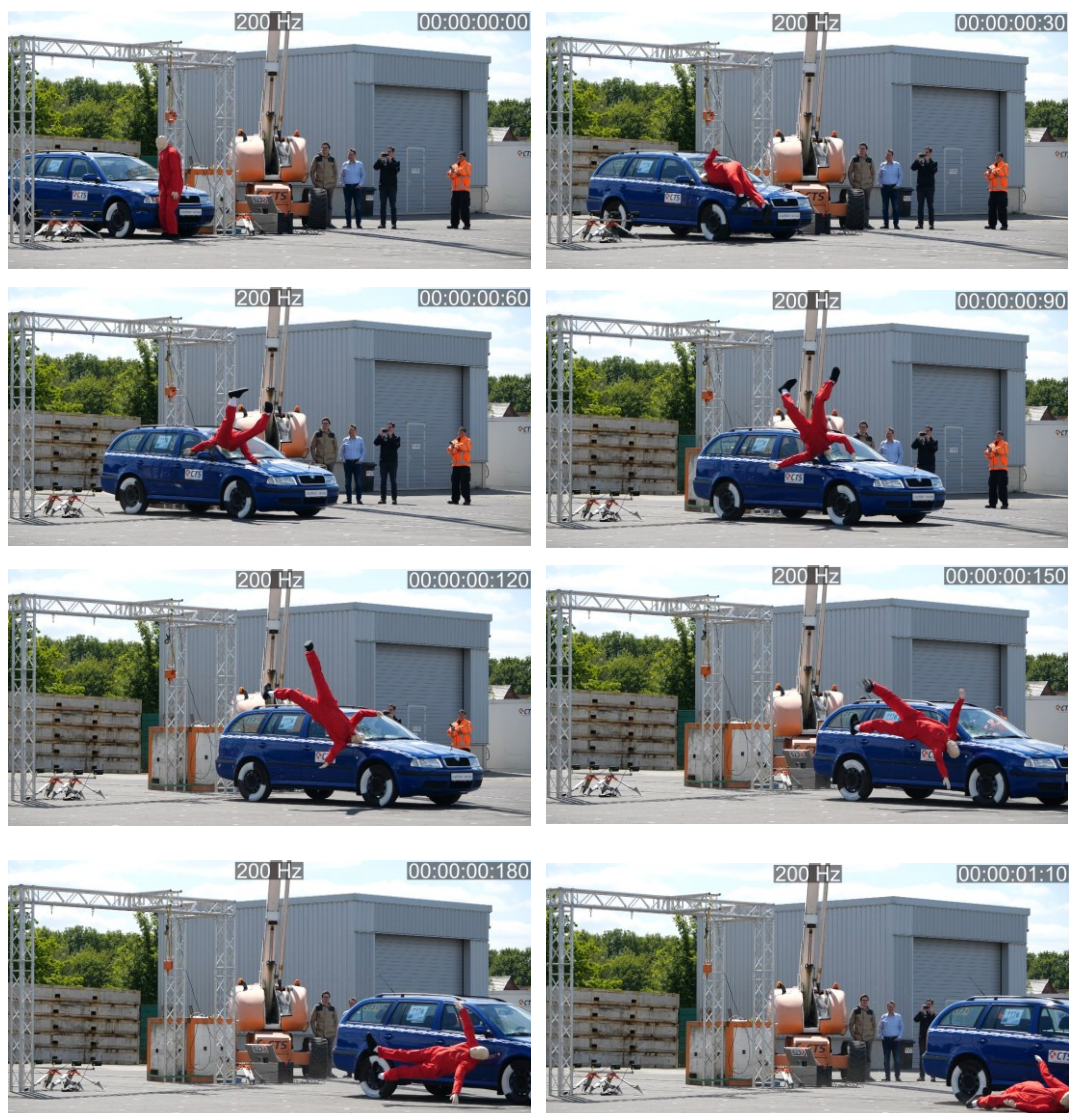


Abbildung 90: Bildfolge Crashtest 1 [123]

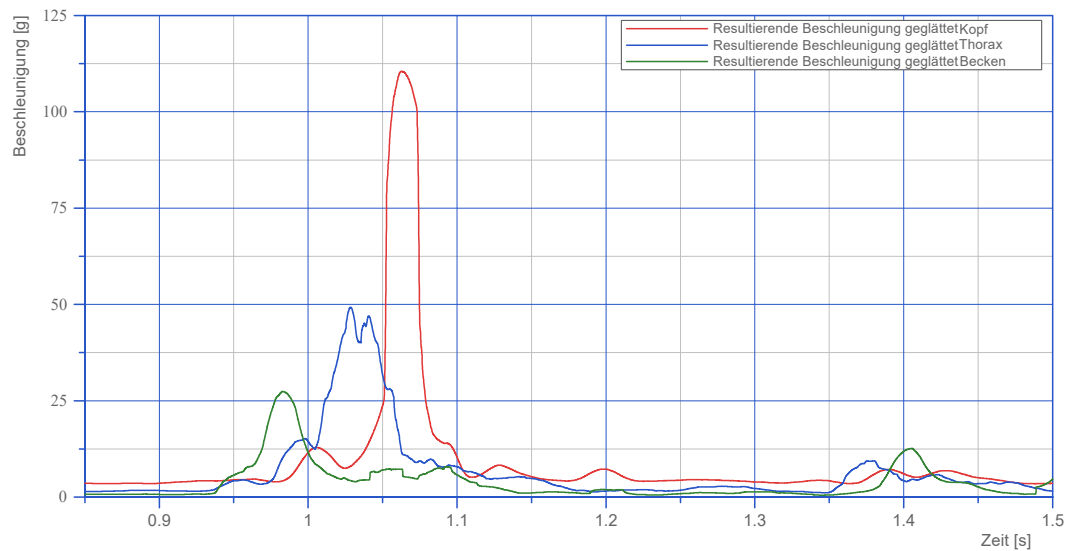


Abbildung 91: a-t-Diagramm Versuch 1

Die Beschreibung der Tabelle 28 erfolgt mit einem Beispiel in der Tabelle 5 im Abschnitt 3.4.

Tabelle 28: Verletzungsbeschreibungen beschädigter Komponenten des Dummys durch den Crashtest 1

Bauteilgruppe		01 Kopf	07 Obere Extremitäten	08 Untere Extremitäten	
Bauteil		01.KT.01.03 Schädel	07.KT.02.01 Unterarmknochen	08.VT.03.02 R MCL	08.KT.02.04 Tibia
Beschädigung		Schädel Fraktur	Unterarm Fraktur	Seitenbanddehnung	Unterschenkel Fraktur
korrelierende Mindestverletzungs- beschreibung	Beschreibung min.	Fraktur, nicht näher bezeichnet	Einfache Fraktur, Schrägfraktur, Querfraktur re.	Seitenbanddehnung re.	Fibulabruch re.
	ID min.	243	1442	1624	1782
	AIS05REG min.	1	7	8	8
	AIS05ANA min.	5	5	4	5
	AIS05ART min.	00	22	04	44
	AIS05SCHW min.	00	53	05	41
	AIS05 min.	2	2	2	2
	AISG05 min.	150000.2	752253.2	840405.2	854441.2
korrelierende Maximalverletzungs- beschreibung	Beschreibung max.	Fraktur, Massiv; Große Areale des Schädels > 2 cm imprümiert	Einfache Fraktur, Schrägfraktur, Querfraktur re.	Seitenbanddehnung re. Partialriss	Tibiabruch re.
	ID max.	251	1442	1625	1766
	AIS05REG max.	1	7	8	8
	AIS05ANA max.	5	5	4	5
	AIS05ART max.	04	22	04	42
	AIS05SCHW max.	08	53	06	21
	AIS05 max.	4	2	2	2
	AISG05 max.	150408.4	752253.2	840406.2	854221.2
Abb. Bildbericht		A1-4, Abbildung 92	A7-2, Abbildung 92	B8-1, Abbildung 93	A8-4, Abbildung 93

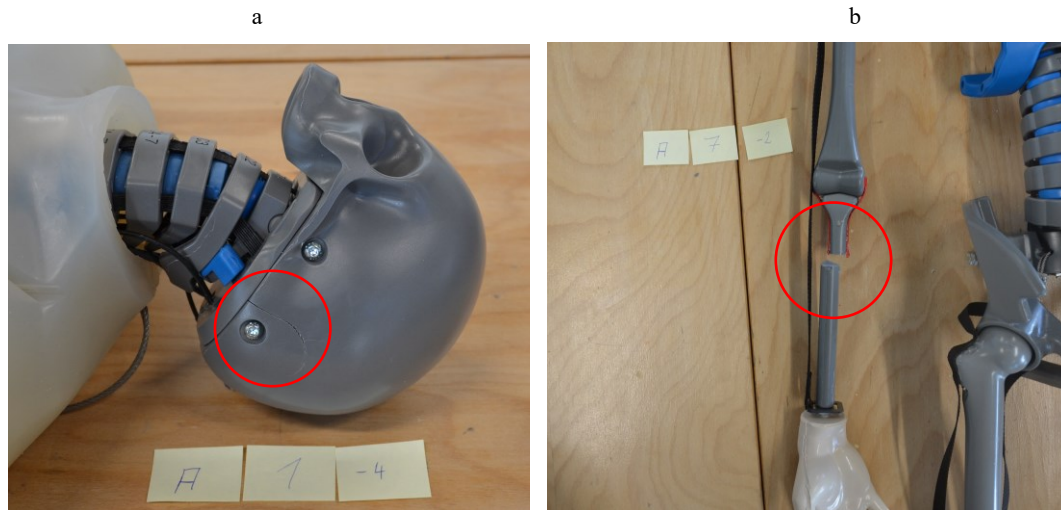


Abbildung 92: a) A1-4 Schädelbeschädigung, b) A7-2 Unterarmbruch rechts

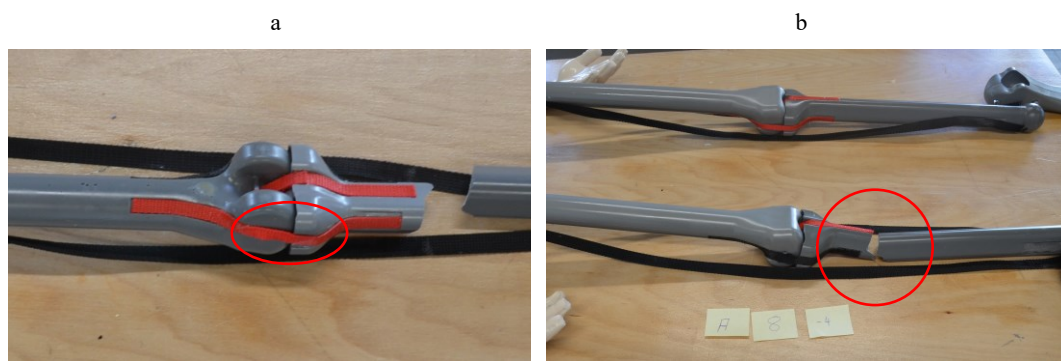


Abbildung 93: a) B8-1 Seitenbanddehnung medial MCL, b) A8-4 Unterschenkelbruch rechts

ISS-Berechnung gemäß Formel 3.1 (vgl. Abschnitt 3.4):

$$ISS_{min} = 2^2 + 2^2 + 2^2 = 12$$

$$ISS_{max} = 4^2 + 2^2 + 2^2 = 24$$

E.2 Versuch 2 Baumanprall



Abbildung 94: Bildfolge Crashtest 2 [123]

Die Beschreibung der Tabelle 29 erfolgt mit einem Beispiel in der Tabelle 5 im Abschnitt 3.4.

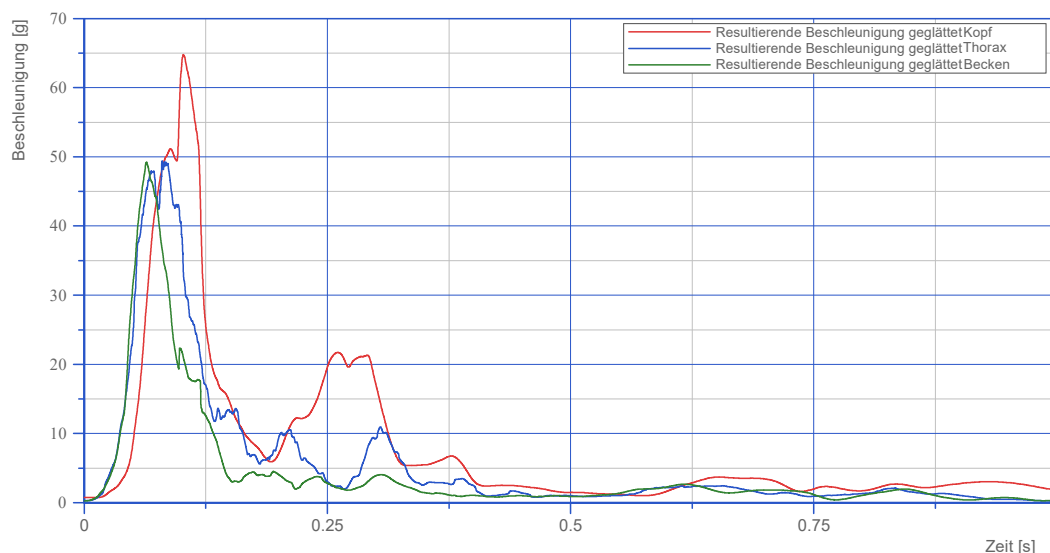


Abbildung 95: a-t-Diagramm Versuch 2

Tabelle 29: Verletzungsbeschreibungen beschädigter Komponenten des Dummys durch den Crashtest 2

Bauteilgruppe		01 Kopf	04 Thorax	06 Wirbelsäule	07 Ober Extremitäten			08 Untere Extremitäten
Bauteil		Kopfbeschleunigungssensor	04.ZB.01.03 Thorax	06.ZB.01.02 Thoraxwirbelsäule	07.WT.05.01 R/L Handweichteilgewebe	07.KT.03.02 Schlüsselbein	07.KT.02.01 Unterarmknochen	08.VT.03.02 R MCL, 08.VT.06.01 PCL
Beschädigung		a ≥ 50g bei 30 ms	Bruch Rippe 3-7	Wirbel Fraktur	Weichteilbeschädigung	Schlüsselbein Fraktur	Unterarm Fraktur	Banddehnung mit Riss
korrelierende Mindestverletzungsbeschreibung	Beschreibung min.	leichtes SHT	Rippenserienbruch 3-7 re.	Bruch Thoraxwirbel	Weichteilverletzung bds. lat. Hand	Claviculabruch li.	einfache Unterarmbruch re.	Knien re. Außen/Innenband
	ID min.	252	705	1159	1234	1352	1442	1624
	AIS05REG min.	1	4	6	7	7	7	8
	AIS05ANA min.	6	5	5	1	5	5	4
	AIS05ART min.	00	02	04	00	05	22	04
	AIS05SCHW min.	00	13	16	99	00	53	05
	AIS05 min. AISG05 min.	1 161000.1	4 450213.4	2 650416.2	1 710099.1	2 750500.2	2 752253.2	2 840405.2
korrelierende Maximalverletzungsbeschreibung	Beschreibung max.	schweres SHT	Rippenserienbruch 3-7 re.	Bruch Thoraxwirbel groß	Abrieb bds. lat. Hand	mediale Claviculabruch (proximal) li.	einfache Unterarmbruch re.	Knien re. Außen/Innenband Partialriss
	ID max.	258	705	1168	1235	1354	1442	1625
	AIS05REG max.	1	4	6	7	7	7	8
	AIS05ANA max.	6	5	5	1	5	5	4
	AIS05ART max.	10	02	04	02	05	22	04
	AIS05SCHW max.	06	13	34	02	11	53	06
	AIS05 max. AISG05 max.	3 161006.3	4 450213.4	3 650434.3	1 710202.1	2 750511.2	2 752253.2	2 840406.2
Abb. Bildbericht		Abbildung 95	A4-4, Abbildung 96	B6-1, Abbildung 96	A7.5R-1, A7.5L-1, Abbildung 97	A7.4-1, Abbildung 98	A7-1, Abbildung 98	B8.2R-1, Abbildung 99

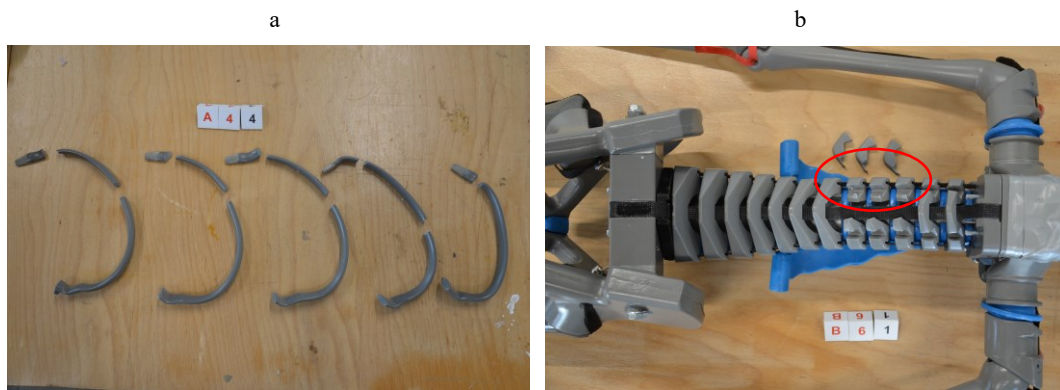


Abbildung 96: a) A4-4 Rippenserienbruch rechts, b) B6-1 Wirbelbrüche

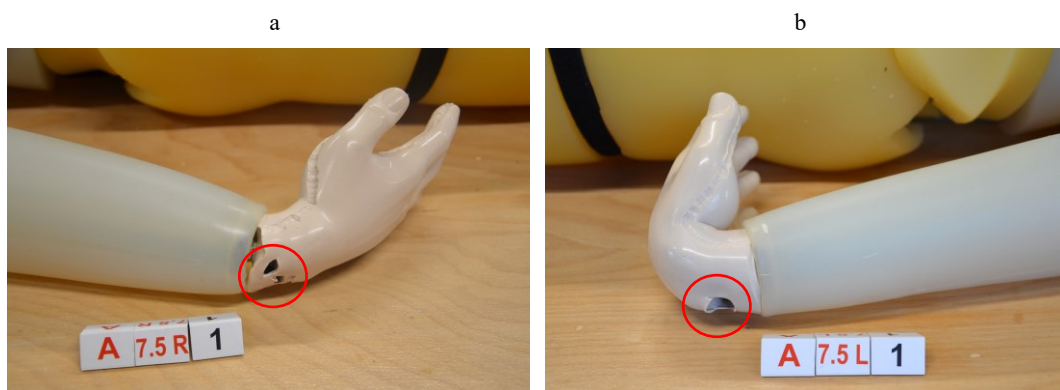


Abbildung 97: a) A7.5R-1 Handbeschädigung rechts, b) A7.5L-1 Handbeschädigung links

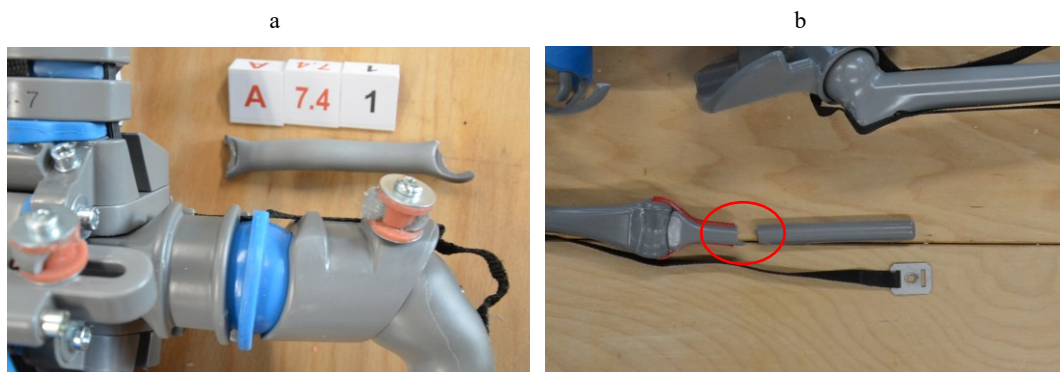


Abbildung 98: a) A7.4-1 Schlüsselbeinbruch links, b) A7-1 Unterarmbruch rechts



Abbildung 99: B8.2R-1 Außenband MCL Dehnung und Innenband PCL Riss

ISS-Berechnung gemäß Formel 3.1 (vgl. Abschnitt 3.4):

$$ISS_{min} = 4^2 + 2^2 + 2^2 = 24$$

$$ISS_{max} = 4^2 + 3^2 + 3^2 = 34$$

E.3 Versuch 3 Baumanprall



Abbildung 100: Bildfolge Crashtest 3 [123]

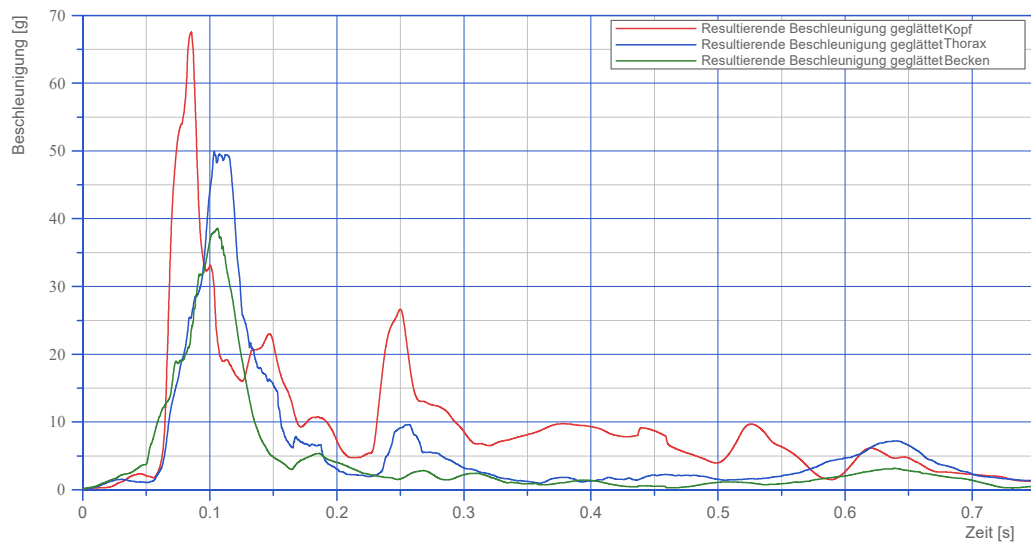


Abbildung 101: a-t-Diagramm Versuch 3

Tabelle 30: Verletzungsbeschreibungen beschädigter Komponenten des Dummys durch den Crashtest 3

Bauteilgruppe		04 Thorax	07 Ober Extremitäten
Bauteil		04.KT.05.01 L Rippe 5 li.	07.WT.05.01 R Handweichteilgewebe re.
Beschädigung		Bruch Rippe	Weichteilbeschädigung
korrelierende Mindestverletzungs- beschreibung	Beschreibung min.	Rippenbruch 5 li.	Weichteilbeschädigung re. lat. Hand
	ID min.	699	1234
	AIS05REG min.	4	7
	AIS05ANA min.	5	1
	AIS05ART min.	02	00
	AIS05SCHW min.	01	99
	AIS05 min.	1	1
	AISG05 min.	450201.1	710099.1
korrelierende Maximalverletzungs- -beschreibung	Beschreibung max.	Rippenbruch nicht näher bezeichnet	Abrieb re. lat. Hand
	ID max.	697	1235
	AIS05REG max.	4	7
	AIS05ANA max.	5	1
	AIS05ART max.	02	02
	AIS05SCHW max.	10	02
	AIS05 max.	2	1
	AISG05 max.	450210.2	710202.1
Abb. Bildbericht		A4-2, Abbildung 102	A7.5R-2, Abbildung 102

Die Beschreibung der Tabelle 30 erfolgt mit einem Beispiel in der Tabelle 5 im Abschnitt 3.4.



Abbildung 102: a) A4-2 Rippenbruch 5 links, b) A7.5R-2 Handbeschädigung rechts

ISS-Berechnung gemäß Formel 3.1 (vgl. Abschnitt 3.4):

$$ISS_{min} = 1^2 + 1^2 + 0^2 = 2$$

$$ISS_{max} = 2^2 + 1^2 + 0^2 = 5$$

E.4 Versuch 4 Auffahrunfall

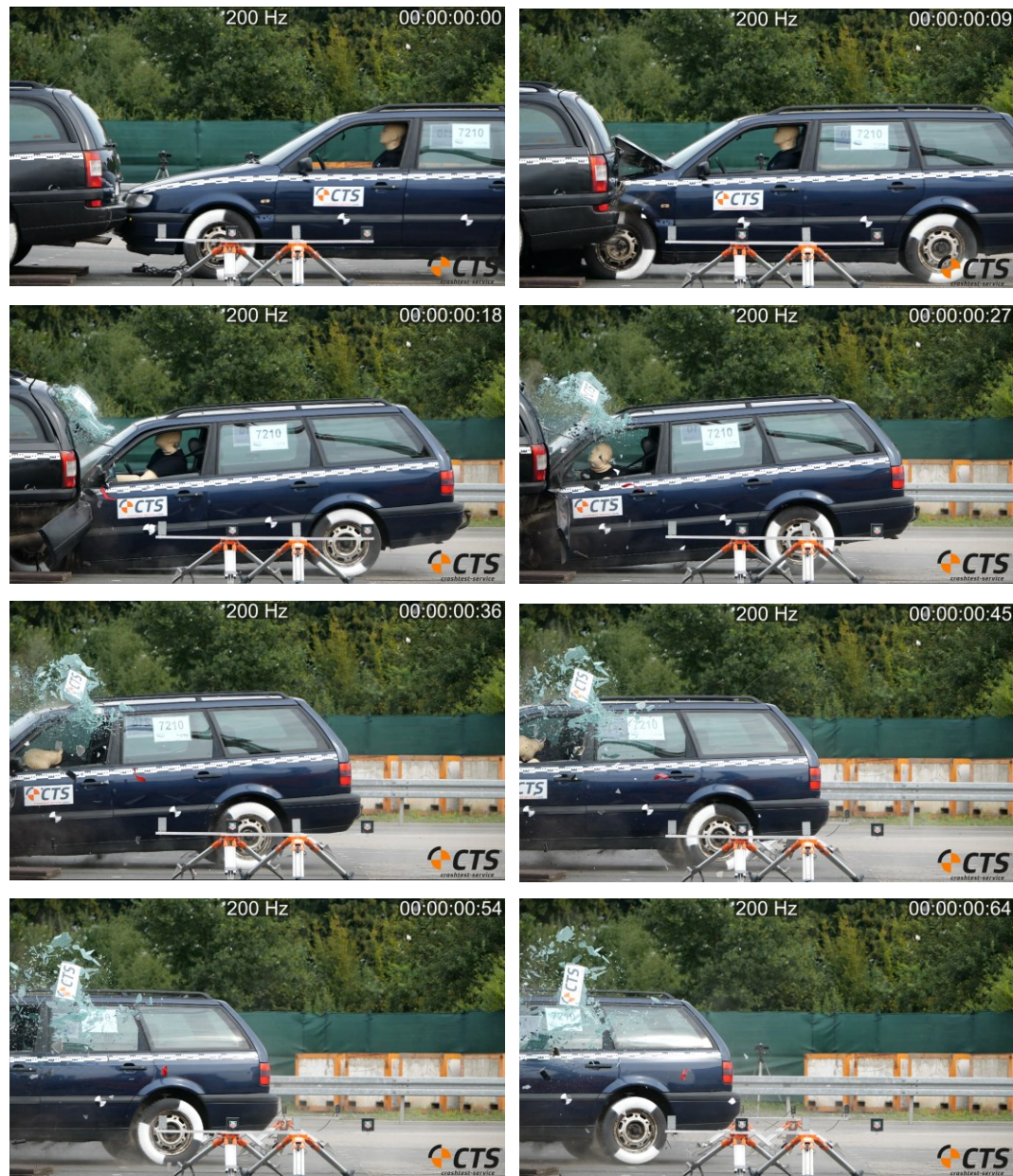


Abbildung 103: Bildfolge Crashtest 4 [123]

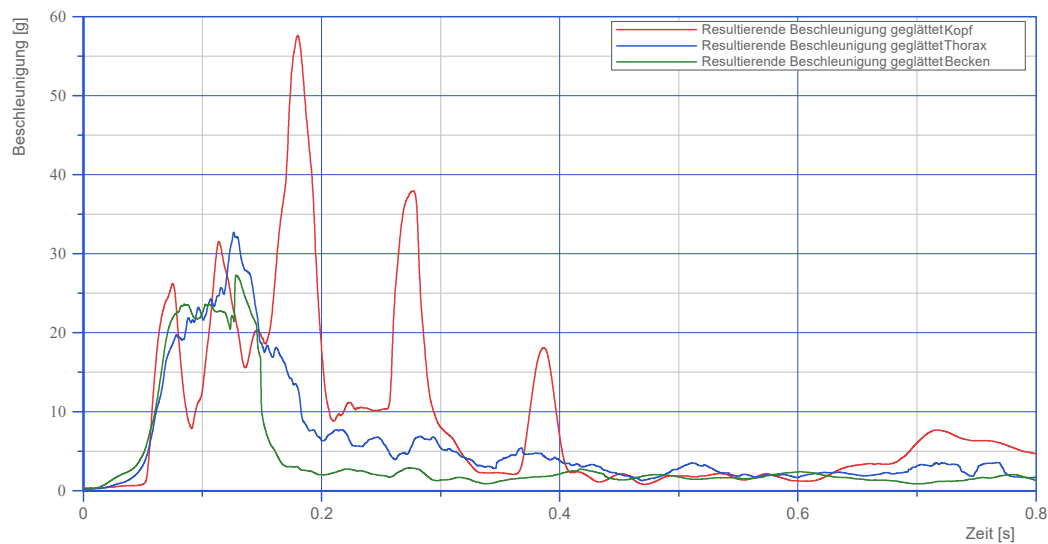


Abbildung 104: a-t-Diagramm Versuch 4

Tabelle 31: Verletzungsbeschreibungen beschädigter Komponenten des Dummys durch den Crashtest 4

Bauteilgruppe		04 Thorax	07 Ober Extremitäten
Bauteil		04.KT.05.01 L Rippe 5 li.	04.KT.06.01 R Rippe 6 re. 07.KT.02.01 Unterarmknochen
Beschädigung		Bruch Rippe	Bruch Rippe Unterarm Fraktur
korrelierende	Beschreibung min.	Rippenbruch 5 li.	Rippenbruch 6 re. einfache Unterarmbruch li.
	ID min.	699	699 1442
	AIS05REG min.	4	4 7
	AIS05ANA min.	5	5 5
	AIS05ART min.	02	02 22
	AIS05SCHW min.	01	01 53
	AIS05 min.	1	1 2
	AISG05 min.	450201.1	450201.1 752253.2
korrelierende	Beschreibung max.	Rippenbruch nicht näher bezeichnet	Rippenbruch nicht näher bezeichnet einfache Unterarmbruch li.
	ID max.	697	697 1442
	AIS05REG max.	4	4 7
	AIS05ANA max.	5	5 5
	AIS05ART max.	02	02 22
	AIS05SCHW max.	10	10 53
	AIS05 max.	2	2 2
	AISG05 max.	450210.2	450210.2 752253.2
Abb. Bildbericht		A4-2, Abbildung 105	A4-2, Abbildung 105 A7.5L-3, Abbildung 105

Die Beschreibung der Tabelle 31 erfolgt mit einem Beispiel in der Tabelle 5 im Abschnitt 3.4.

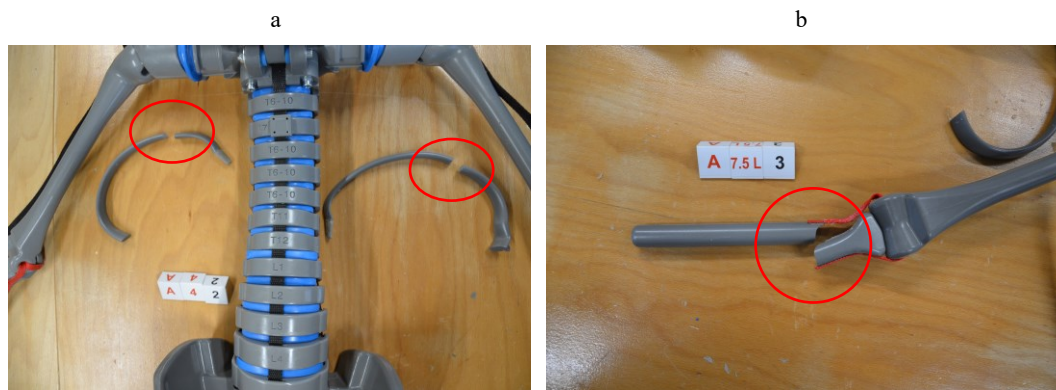


Abbildung 105: a) A4-2 Rippenbruch 5 links und 6 rechts, b) A7.5L-3 Unterarmbruch links

ISS-Berechnung gemäß Formel 3.1 (vgl. Abschnitt 3.4):

$$ISS_{min} = 2^2 + 1^2 + 0^2 = 5$$

$$ISS_{max} = 2^2 + 2^2 + 0^2 = 8$$

E.5 Versuch 5 Auffahrunfall

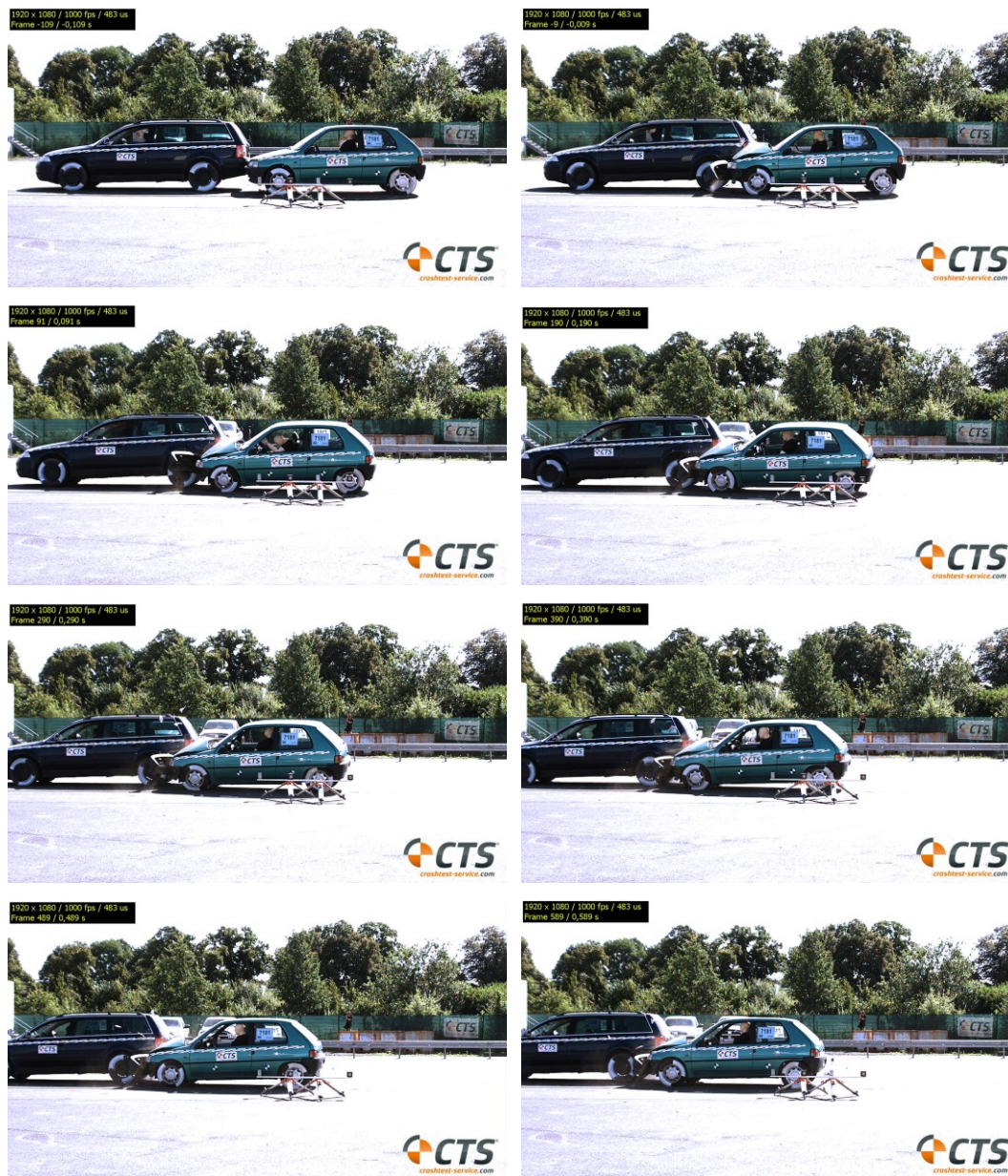


Abbildung 106: Bildfolge Crashtest 5 [123]

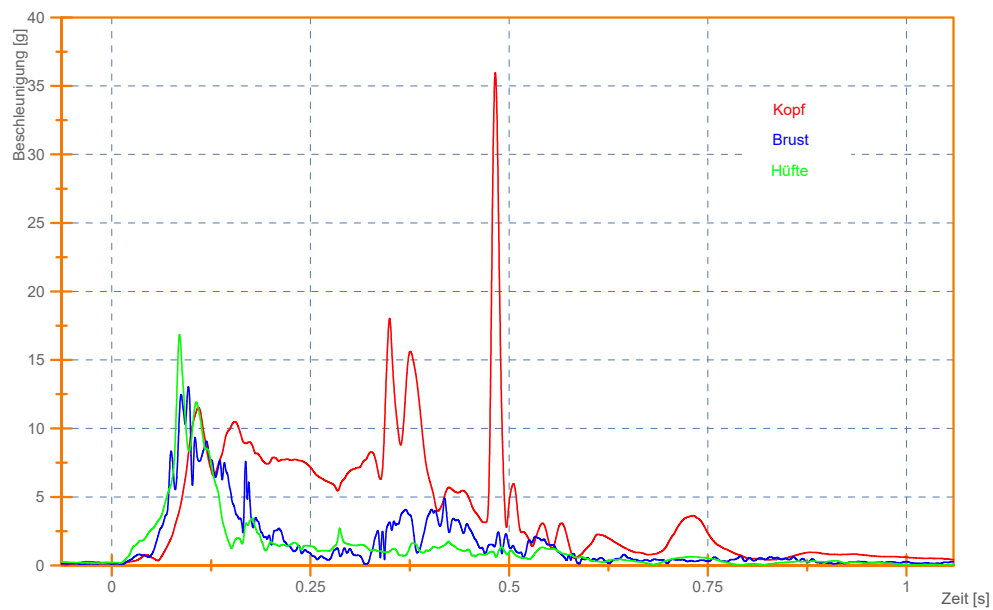


Abbildung 107: a-t-Diagramm Versuch 5

E.6 Versuch 6 Fahrrad



Abbildung 108: Bildfolge Crashtest 6 [123]

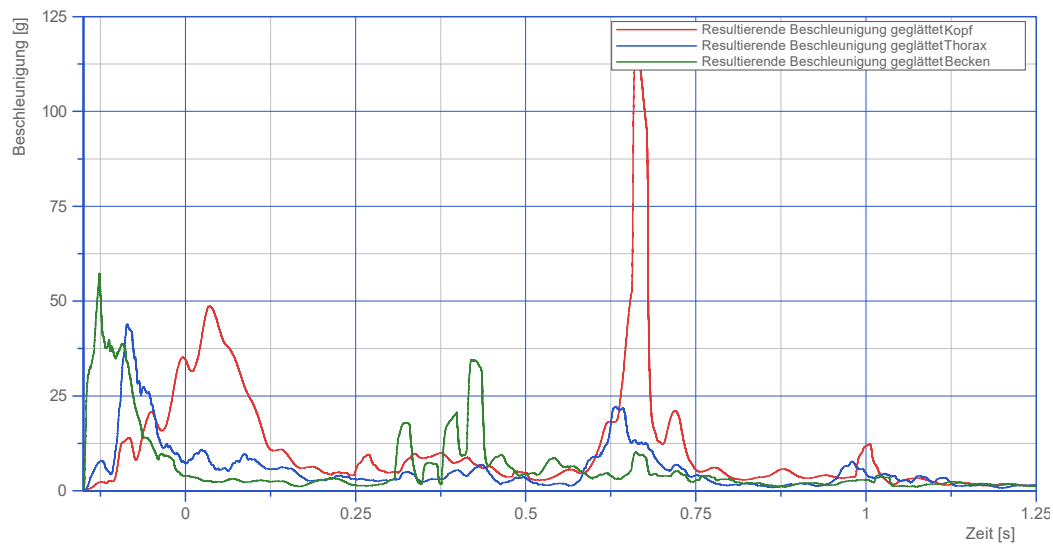


Abbildung 109: a-t-Diagramm Versuch 6

Tabelle 32: Verletzungsbeschreibungen beschädigter Komponenten des Dummies durch den Crashtest 6

Bauteilgruppe		01 Kopf	07 Obere Extremitäten	08 Untere Extremitäten		
Bauteil		Kopfbeschleunigungssensor	07.KT.02.01 Unterarmknochen	08.KT.02.04 Tibia	08.KT.05.02 R Hüftbein re.	08.KT.08.03 L Sprunggelenk Hälfte 2
Beschädigung		a $\geq$ 50g bei 30 ms	Unterarm Fraktur	Unterschenkel Fraktur	Becken Fraktur re.	Fuß Fraktur li.
korrelierende Mindestverletzungsbeschreibung	Beschreibung min.	leichtes SHT	einfache Unterarmbruch bds.	Fibulabruch li.	Beckenringbruch re.	Fuß Fersenbruch li.
	ID min.	252	1442	1782	1878	1810
	AIS05REG min.	1	7	8	8	8
	AIS05ANA min.	6	5	5	5	5
	AIS05ART min.	00	22	44	61	73
	AIS05SCHW min.	00	53	41	00	00
	AIS05 min.	1	2	2	2	2
	AISG05 min.	161000.1	752253.2	854441.2	856100.2	857300.2
korrelierende Maximalverletzungsbeschreibung	Beschreibung max.	schweres SHT	einfache Unterarmbruch bds.	Tibiabruch li.	Acetabulumbruch	Fuß Fersenbruch li.
	ID max.	258	1442	1766	1890	1810
	AIS05REG max.	1	7	8	8	8
	AIS05ANA max.	6	5	5	5	5
	AIS05ART max.	10	22	44	62	73
	AIS05SCHW max.	06	53	41	00	00
	AIS05 max.	3	2	2	2	2
	AISG05 max.	161006.3	752253.2	854221.2	856200.2	857300.2
Abb. Bildbericht		Abbildung 109	A0-4, Abbildung 110	A7.5L-5, Abbildung 110	A8.6-1, Abbildung 111	A7.5L-6, Abbildung 111

Die Beschreibung der Tabelle 32 erfolgt mit einem Beispiel in der Tabelle 5 im Abschnitt 3.4.

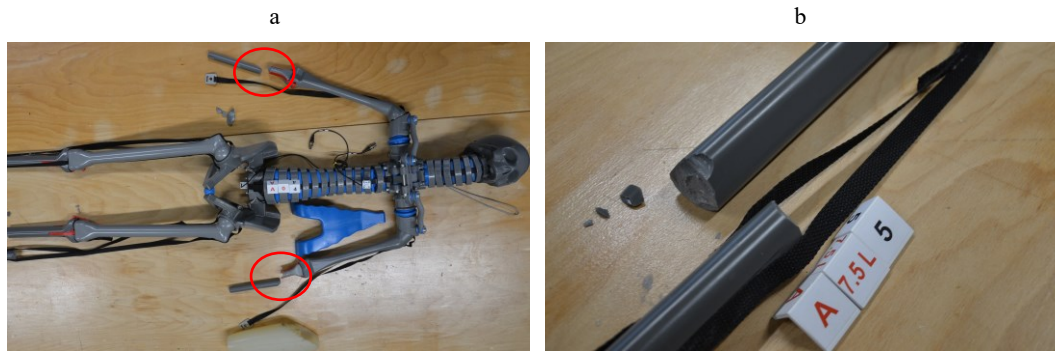


Abbildung 110: a) A0-4 Unterarmbruch bds., b) A7.5L-5 Unterschenkelbruch rechts

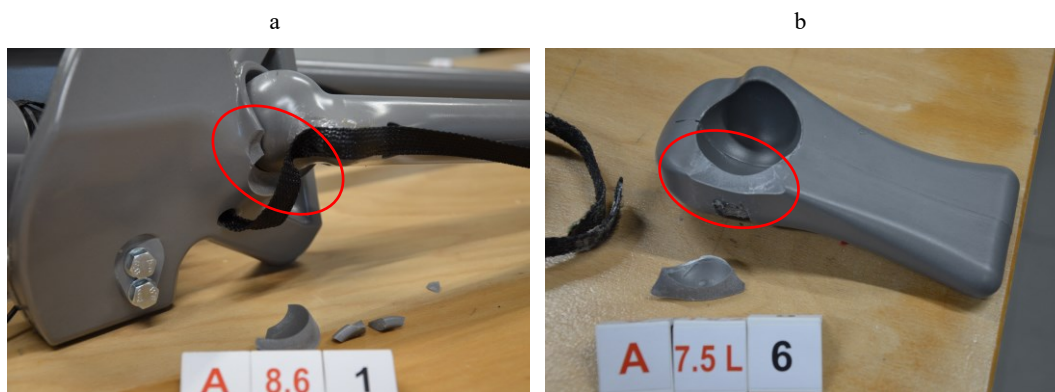


Abbildung 111: a) A8.6-1 Bruch Beckenpfanne rechts, b) A7.5L-6 Fersenbruch links

ISS-Berechnung gemäß Formel 3.1 (vgl. Abschnitt 3.4):

$$ISS_{min} = 2^2 + 2^2 + 1^2 = 9$$

$$ISS_{max} = 3^2 + 2^2 + 2^2 = 17$$

Literaturverzeichnis

- [1] European Commission: Directorate-General for Mobility and Transport: *Road safety: 20,640 people died in a road crash last year: progress remains too slow*. URL https://transport.ec.europa.eu/news-events/news/road-safety-20640-people-died-road-crash-last-year-progress-remains-too-slow-2023-10-19_en. – Aktualisierungsdatum: 19.10.2023
- [2] Schmitt, K.-U.; Niederer, P. F.; Cronin, D. S.; Morrison III, B.; Muser, M. H.; Walz, F.: *Trauma-Biomechanik: Einführung in die Biomechanik von Verletzungen*. 3. Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer Vieweg, 2020
- [3] Kühn, M.; Fröming, R.; Schindler, V.: *Fußgängerschutz: Unfallgeschehen, Fahrzeuggestaltung, Testverfahren*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2007
- [4] Merten, K. von; Peldschus, S.; Muggenthaler, H.; Graw, M.: *Computergestützte Analyse von Verletzungsmechanismen*. In: *Rechtsmedizin*, 18, Nr. 6, S. 431–436
- [5] Humanetics Innovative Solutions, Inc.: *Humanetics History: The father of anthropomorphic dummy testing*. URL <https://www.humaneticsgroup.com/about-us/history>. – Aktualisierungsdatum: 15.11.2023
- [6] ZF Friedrichshafen AG: *Wie Crashtest-Dummys unserer Sicherheit dienen*. URL https://passivesafety.com/nextlevelsafety/de/products_and_technologies/stories/crash_clan.html. – Aktualisierungsdatum: 07.11.2023
- [7] Bellis, M.: *The History of Crash Test Dummies: Starting With Sierra Sam*. In: *ThoughtCo*, 2008
- [8] Schöneburg, R.; Baumann, K.-H.: *Integrale Fahrzeugsicherheit: Vorlesungsskript HTW Dresden*, 2018
- [9] Haberecht, M.: *Stand des Wissens aktueller Crashtest-Dummys*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2023
- [10] Euro NCAP: *Euro NCAP MPDB testing protocol: v1.1.3*, S. 1–38
- [11] carhs.training gmbh: *Euro NCAP / ANCAP MPDB Frontal Impact*, S. 1–2. URL <https://www.safetywissen.com> – Überprüfungsdatum 2023-12-04
- [12] carhs.training gmbh: *Safety Companion 2023*. In: *Safety Companion*, 2023
- [13] Euro NCAP: *Assessment Protocol – Adult Occupant Protection: Version 9.2.1*, 2022

- [14] carhs GmbH: *Saefty Wissen Tools & Services: Crash Testing, Dummies and Impactors*. URL <https://www.safetywissen.com/tools/>. – Aktualisierungsdatum: 24.11.2021
- [15] Opel: *Lebensretter Nummer 1: THOR-50M*. URL https://www.opelpost.com/wp-content/uploads/2023/07/01_H8A0078.jpg. – Aktualisierungsdatum: 17.07.2023
- [16] Kistler Gruppe: *THOR 50th Percentile Mann: Typ TH-472-0000*, 2020
- [17] Humanetics Innovative Solutions, Inc.: *THOR-M Advanced Male Dummy: Parts Catalog 472-0000*. 2017
- [18] National Highway Traffic Safety Administration: *THOR-50M Qualification Procedures Manual*, S. 1–136. URL <https://www.nhtsa.gov/document/thor-50m-qualification-procedures-manual> – Überprüfungsdatum 2023-12-06
- [19] Safety Test Instrumentation Standards Committee: *J211/I_202208, Instrumentation for Impact Test*, 2022
- [20] Kramer, F.: *Integrale Sicherheit von Kraftfahrzeugen: Biomechanik · Simulation · Sicherheit im Entwicklungsprozess*. 4. Aufl. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 2013
- [21] Yoganandan, N.; Nahum, A. M.; Melvin, J. W.: *Accidental Injury: Biomechanics and Prevention*. 3rd ed. New York: Springer, 2015
- [22] Versace, J.: *A review of the severity index: SAE 710881*. In: *Proceedings of 15th stapp car crash conference*, 1971
- [23] Gadd, C. W.: *Criteria for injury potential: Automobile accidents - injury potential from instrument panel & projections*. Detroit, United States: General Motors Corp., 1961
- [24] UNECE: *UN-Regelung Nr. 94, Einheitliche Bedingungen für die Genehmigung von Kraftfahrzeugen hinsichtlich des Schutzes der Insassen bei einem Frontalaufprall*, 2021
- [25] Fernandes, F.; Alves de Sousa, R.: *Head injury predictors in sports trauma: A state of the art review*. In: *Journal of Engineering in Medicine*, 2015
- [26] Advani, S.; Ommaya, A.; Yang, W.: *Head injury mechanisms*. Oxford: Oxford University Press, 1982
- [27] Nahum, A.; Gatts, J.; Gadd, C.; Danforth, J.: *Impact tolerance of the skull and face*. In: *Proceedings of 2nd stapp car crash conference*, 1968
- [28] Gurdjian, E. S. Roberts, V. L. Thomas, L. M.: *Tolerance Curves of Acceleration and Intracranial Pressure and Protective Index in Experimental Head Injury*. In: *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 1966
- [29] Gurdjian, E. S. Lissner, H. R. Latimer, F. R. Haddad, B. F.; Webster, K. E.: *Quantitative determination of acceleration and intracranial pressure in experimental head injury; preliminary report*, 1953
- [30] Cory, C. Z.; Jones, M. D.; James, D. S.; Leadbeatter, S.; Nokes, L. D.: *The potential and limitations of utilising head impact injury models to assess the likelihood of significant head injury in infants after a fall*. In: *Forensic Science International*, 2001, S. 89–106

- [31] Hertz, E.: *A note on the head injury criterion (HIC) as a predictor of the risk of skull fracture*. In: *37th annual proceedings of the AAAM*, 1993
- [32] Haasper, C.; Junge, M.; Ernstberger, A.; Brehme, H.; Hannawald, L.; Langer, C.; Nehmzow, J.; Otte, D.; Sander, U.; Krettek, C.; Zwipp, H.: *Die Abbreviated Injury Scale (AIS). Potenzial und Probleme bei der Anwendung: Potenzial und Probleme bei der Anwendung*. In: *Der Unfallchirurg*, 2010, Nr. 5, S. 366–372
- [33] Association for the Advancement of Automotive Medicine: *The Dictionary*. In: *AIS 2015*, S. xiii–xxx
- [34] Holzapfel, G. A.; Ogden, R. W.: *Mechanics of biological tissue*. Berlin: Springer Berlin Heidelberg, 2006
- [35] Richard, H. A.; Kullmer, G.; Nöcker, D.: *Biomechanik: Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat*. Wiesbaden: Springer Vieweg, 2013
- [36] Bean, J. D.; Kahane, C. J.; Mynatt, M.; Rudd, R. W.; Rush, C. J.; Wiacek, C.: *Fatalities in Frontal Crashes Despite Seat Belts and Air Bags: Review of All CDS Cases - Model and Calendar Years 2000-2007 - 122 Fatalities*. In: *NHTSA Technical Report*, 2010
- [37] Mueller, B. C.; Sherwood, C. P.; Arbelaez, R. A.; Zubby, D. S.; Nolan, J. M.: *Comparison of Hybrid III and THOR dummies in paired small overlap tests*. In: *Stapp Car Crash Journal*, 2011, Nr. 55, S. 379–409
- [38] Rhule, H.; Donnelly, B.; Maltese, M.; Eppinger, R. H.: *Development of a new biofidelity ranking system for anthropomorphic test devices*. In: *46th Stapp Car Crash Conference*, 2002, Nr. 383
- [39] Xu, T.; Sheng, X.; Zhang, T.; Liu, H.; Liang, X.; Ding, A.: *Development and Validation of Dummies and Human Models Used in Crash Test*. In: *Applied bionics and biomechanics*, 2018, S. 1–12
- [40] Thiel, S.: *Dummy-Konstruktionen in Abhängigkeit von Körpergröße und Körpergewicht*, ACE Auto Club Europa e. V. Interview mit Prof. Dr.-Ing. Lars Hannawald. Dresden, 22.06.2023
- [41] Thiel, S.: *Weibliche Crashtest-Dummys*. URL <https://www.ace.de/autoclub/ace-lenkrad/verkehr-und-umwelt/verkehr-und-umwelt-artikel/artikel/weibliche-crashtest-dummys>. – Aktualisierungsdatum: 26.07.2023
- [42] Verein Deutscher Ingenieure e. V.: *VDI 2222 -Methodisches Entwickeln von Lösungsprinzipien*, 1997
- [43] Weyde, M.; Jager, S.; Knape, M.: *Konstruktion eines Fussgaengerdummys zur realistischen Schadenerzeugung an Fahrzeugen bei experimentellen Simulationen von Pkw-/Fussgaengerkollisionen*. In: *VKU Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik*, 2012, Nr. 11
- [44] Trebuch, M.: *Verletzungen und Folgen nach Verkehrs- und Autounfällen*. URL <https://www.verkehrskoaching.com/verkehrsunfall-ursachen-verletzungen/>. – Aktualisierungsdatum: 21.06.2023
- [45] Regus, S.: *Knochenbruch: Infos & Ärzte zur Behandlung von Frakturen*. URL <https://www.leading-medicine-guide.com/de/erkrankungen/verletzungen/fraktur#topics>. – Aktualisierungsdatum: 18.12.2023

- [46] Härtel, B.: *Obduktion nach Fußgängerunfall*. Interview mit PD Dr. med. Sven Hartwig. Institut für Rechtsmedizin der Charité Universitätsmedizin Berlin, 13.03.2017
- [47] Baker, S. P.; O'Neill, B.: *The Injury Severity Score: An Update*. In: *The Journal of trauma*, 1976, Nr. 11, S. 882–885
- [48] Gennarelli, T. A.; Wodzin, E.: *Abbreviated Injury Scale 2005*, 2005
- [49] O'Brien, S.: *Measurement and Assessment of Passenger Vehicle Compatibility in Front and Side Collisions*. Melbourne, 2010
- [50] Brandstädter, S.; Sonntag, K.: *Interdisziplinäre Zusammenarbeit: Wie kann der Dialog über die Fachgrenzen hinweg optimiert werden?*, 2015, S. 1–6
- [51] Messerer, O.: *Über Elasticität und Festigkeit der menschlichen Knochen*: Cotta, 1880
- [52] Ropohl, D.: *Die rechtsmedizinische Rekonstruktion von Verkehrsunfällen*, 1990. URL <https://trid.trb.org/view/1006406> – Überprüfungsdatum 2023-12-06
- [53] Härtel, B.; Hannawald, L.: *Bewertung aktueller Dummyentwicklung*. Interview mit Prof. Dr. med. Christine Erfurt. Universitätsklinikum Carl Gustav der technischen Universität Dresden, 06.03.2018
- [54] Härtel, B.; Hannawald, L.: *Bewertung aktueller Dummyentwicklungen*. Interview mit Prof. Dr. med. Steffen Heide. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, 15.12.2021
- [55] Verein Deutscher Ingenieure e. V.: *VDI 2221 - Methodik zum Entwickeln und Konstruieren technischer Systeme und Produkte*, 1993
- [56] Carroll, J.; Adolph, T.; Chauvel, C.; Labrousse, M.; Trosseille, X.; Pastor, C.; Eggers, A.; Smith, S.; Hynd, D.: *Overview of serious Thorax Injuries in European Frontal Car Crash Accidents and implications for Crash Test Dummy development*. In: *IRCOBI Conference - Hanover*, 2010, S. 217–234
- [57] Otte, D.; Sferco, R.; Schaefer, R.; Eis, V.; Thomas, P.; Welsh, R.: *Assessment of injury severity of nearside occupants in pole impacts to side of passenger cars in European traffic accidents: Analysis of German and UK in-depth data*, 2009, Nr. 0243
- [58] Tillmann, B. N.: *Atlas der Anatomie des Menschen: Mit Muskeltabellen*. 3. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2016
- [59] Holcombe, S. A.; Wang, S. C.; Grotberg, J. B.: *Modeling female and male rib geometry with logarithmic spirals*. In: *Journal of Biomechanics*, 2016, Nr. 13, S. 1–9
- [60] Shi, X.; Cao, L.; Reed, M. P.; Rupp, J. D.; Hoff, C. N.; Hu, J.: *A statistical human rib cage geometry model accounting for variations by age, sex, stature and body mass index*. In: *Journal of Biomechanics*, 2014, Nr. 10, S. 2277–2285
- [61] Mohr, M.; Abrams, E.; Engel, C.; Long, W. B.; Bottlang, M.: *Geometry of human ribs pertinent to orthopedic chest-wall reconstruction*. In: *Journal of Biomechanics*, 2007, Nr. 6, S. 1310–1317
- [62] Cunningham, D. J.: *Side View of Thorax*. In: *Textbook of Anatomy*, 1903, S. 113

- [63] Kent, R.; Lee, S.-H.; Darvish, K.; Wang, S.; Poster, C. S.; Lange, A. W.; Brede, C.; Lange, D.; Matsuoka, F.: *Structural and Material Changes in the Aging Thorax and Their Role in Crash Protection for Older Occupants*. In: *Stapp Car Crash Journal*, 2005, Nr. 49
- [64] Wagner, A.; Segura, R.; Mühlbauer, J.; Fuchs, T.; Peldschus, S.; Freßmann, D.: *Altersabhängige Anpassung von Menschmodellen für die passive Fahrzeugsicherheit*: Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen Fahrzeugtechnik, 2015 (101)
- [65] Kulshrestha, P.; Munshi, I.; Wait, R.: *Profile of chest trauma in a level I trauma center*. In: *The Journal of trauma*, 2004, Nr. 3, S. 576–581
- [66] Shorr, R. M.; Crittenden, M.; Indeck, M.; Hartunian, S. L.; Rodriguez, A.: *Blunt thoracic trauma: Analysis of 515 patients*. 206. Aufl.: *Annals of surgery*, 1987
- [67] Eickhoff, B.: *Analyse, Mechanismen und Reduktion gurtinduzierter Thoraxbelastungen im Frontalcrash*. Hamburg, Helmut-Schmidt-Universität, Fakultät für Maschinenbau, Dissertation, 2012
- [68] Kerwagen, F.: *Stellenwert der Ganzkörper-Computertomographie (WBCT) bei Polytraumatisierten Patienten für die Diagnostik von Thoraxverletzungen und das Überleben: Eine multizentrische, retrospektive Auswertung aus dem TraumaRegister DGU®*. Ulm, Universität Ulm, Dissertation, 2017
- [69] Besson A.; Saegesser F.: *Color Atlas of Chest Trauma and Associated Injuries*. Vol. 1. Nebraska: Medical Economics, 1983
- [70] Conn, J. H.; Hardy, J. D.; Fain, W. R.; Netterville, R. E.: *Thoracic trauma: Analysis of 1022 cases*. In: *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 1963, Nr. 1, S. 22–40
- [71] LoCicero, J.; Mattox, K. L.: *Epidemiology of chest trauma*. In: *Surgical Clinics of North America*, 1989, Nr. 1, S. 15–19
- [72] Tyburski, J. G.; Collinge, J. D.; Wilson, R. F.; Eachempati, S. R.: *Pulmonary Contusions: Quantifying the Lesions on Chest X-Ray Films and the Factors Affecting Prognosis*. In: *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 1999, Nr. 5
- [73] Westaby S.: *The pathophysiology of chest trauma*. London: Cardiothoracic trauma, 1999
- [74] Kramer, F.: *Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen: Biomechanik – Simulation – Sicherheit im Entwicklungsprozess*. 3. Aufl. Wiesbaden: Springer Fachmedien, 2009
- [75] Stalnaker, R. L.; Mohan, D.: *Human Chest Impact Protection Criteria*. In: *SAE Technical Paper*, 1974, Nr. 0589
- [76] Melvin, J. W.; Mohan, D.; Stalnaker, R. L.: *Occupant Injury Assessment Criteria*. In: *SAE Technical Paper*, 1975, Nr. 0914
- [77] Lobdell, T. E.; Kroell, C. K.; Schneider, D. C.; Hering, W. E.; Nahum, A. M.: *Human Impact Response: Measurement and Simulation*. In: *Human Impact Response*, 1973, S. 201–245

- [78] Kroell, C. K.; Schneider, D. C.; Nahum, A. M.: *Impact Tolerance and Response of the Human Thorax*. In: *Proceedings of the 15th Stapp Car Crash Conference*, 1971, Nr. 0851, S. 84–134
- [79] Kroell, C. K.; Schneider, D. C.; Nahum, A. M.: *Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II*. In: *SAE Transactions*, 1974, Nr. 83, S. 3724–3762
- [80] Mayer, C.; Kirschbichler, S.; Tomasch, E.; Sinz, W.; Fressmann, D.; Mayer, F.: *Untersuchung des Bruchverhaltens älterer und jüngerer menschlicher Rippen: Definition eines Materialmodells und Implementierung in ein FE Human Model*. In: *TIM Symposium*, 2014
- [81] Kimpara, H.; Iwamoto, M.; Watanabe, I.; Miki, K.; Lee, J. B.; Yang, K. H.; King, A. I.: *Effects of Bodyweight, Height, and Ribcage Area Moment of Inertia on Blunt Chest Impact response*. In: *IRCOBI Conference - Prague*, 2005, Nr. 2, S. 175–185
- [82] Kimpara, H.; Iwamoto, M.; Watanabe, I.; Miki, K.; Lee, J. B.; Yang, K. H., & King, A. I.: *Effects of strain rate and gender on properties of human ribs*. In: *5th Combined Meeting of the Orthopaedic Research Societies of Canada*, 2004, Nr. 029
- [83] Cormier, J. M.; Stitzel, J. D.; Duma, S. M.; Matsuoka, F.: *Regional variations in the structural response and geometrical properties of human ribs*. In: *Vol. 49. Association for the Advancement of Automotive Medicine*, 2005, S. 154–170
- [84] Martin, R. B.; Burr, D. B.; Sharkey, N. A.: *Mechanical Properties of Bone*. New York: Springer Science, 1998
- [85] Kemper, A.; McNally, C.; Kennedy, E.; Manoogian, S.; Duma, S.: *The Material Properties of Human Tibia Cortical Bone in Tension and Compression: Implications for the Tibia Index*. In: *20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*, 2007, Nr. 0470, S. 1–12
- [86] Heuck, F.; Vanselow, K.; BAST, Brigitte (Mitarb.): *Radiologische Analyse des Knochens: Bestimmung der Mineralkonzentration (Quantitative physikalische Untersuchungsmethoden)*. Berlin/Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005
- [87] Yamada, H.; Evans, G. F.: *Strength of biological materials*, 1970
- [88] Fung, Y.-C.: *Biomechanics: Mechanical properties of living tissues*. 2. Aufl. New York: Springer Nature, 1993
- [89] Borkert, R.; Jung, S.; Härtel, B.: *Prüfbericht: Zugversuch Knochenersatzmaterial*. HTW Dresden, 2018
- [90] Borkert, R.; Jung, S.; Härtel, B.: *Prüfbericht: Biegeversuch Knochenersatzmaterial*. HTW Dresden, 2018
- [91] Grote, K.-H.; Bender, B.; Göhlich, D.: *Beanspruchung stabförmiger Bauteile: Taschenbuch für den Maschinenbau*. 25. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer, 2018
- [92] Humphrey, J. D.: *Continuum biomechanics of soft biological tissues*. In: *Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 2003, Nr. 2029, S. 3–46

- [93] Lochner, S.; Moghaddam, N.; Graw, A.; Graw, M.: *Physikalische Eigenschaften von Fettgewebe: Vergleichende Untersuchungen an Erwachsenen und Kindern als Grundlage für die Entwicklung virtueller Menschmodelle*. München: Institut für Rechtsmedizin der Universität München, 2010
- [94] Zhermack: *Technical Data Sheet: ZA 00 Translucid*
- [95] Zhermack: *Technical Data Sheet: ZA 22 Mould*
- [96] Zwick, Y.: *Die Haut: Aufbau, Funktion und Krankheiten*. URL <https://www.springerpflege.de/hautpflege/hauterkrankungen/haut-aufbau-funktion-und-krankheiten/15089698>. – Aktualisierungsdatum: 16.12.2022
- [97] Eisenach, A.: *Entwicklung eines numerischen Menschmodells für ein drei Jahre altes Kind*. Berlin, Technischen Universität Berlin, Verkehrs- und Maschinensysteme, Dissertation, 2014
- [98] Dassault Systèmes: *CATIA – Shape the world we live in*. URL <https://www.3ds.com/de/produkte-und-services/catia/>. – Aktualisierungsdatum: 22.12.2023
- [99] Brehme, H.: *Schwere (AIS3+) Verletzungen von Pkw-Frontinsassen*. TU Dresden, Klinik und Poliklinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Dissertation, 2008
- [100] CNC Speedform AG: *Vakuumguss*. URL <https://www.cnc-ag.de/vakuumguss/>. – Aktualisierungsdatum: 30.10.2020
- [101] ProtoZone: *Vacuum Casting*. URL <https://www.theprotozone.com/vacuum-casting>. – Aktualisierungsdatum: 30.08.2023
- [102] Meyer, B.-R.; Falke, D.: *Maßhaltige Kunststoff-Formteile: Toleranzen und Formteilengineering*. 2. Aufl. München, 2019
- [103] Deutsches Institut für Normung e. V.: *DIN 33402-2 - Ergonomie Körpermaße des Menschen*, 2005
- [104] Deutsches Institut für Normung e. V.: *DIN EN ISO 9000:2015-11, Qualitätsmanagementsysteme- Grundlagen und Begriffe*, 2015
- [105] Smith, G. R.; Gulash, E. C.; Baker, R. G.: *Human Volunteer and Anthropomorphic Dummy Tests of General Motors Driver Air Cushion System*. In: *SAE Transactions*, 1974, Nr. 83, S. 2222–2241
- [106] 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: *SAE Transactions*, 1997, Nr. 106
- [107] Forman, J. L.; Lopez-Valdes, F.; Lessley, D. J.; Riley, P.; Sochor, M.; Heltzel, S.; Ash, J.; Perz, R.; Kent, R. W.; Seacrist, T.; Arbogast, K. B.; Tanji, H.; Higuchi, K.: *Occupant kinematics and shoulder belt retention in far-side lateral and oblique collisions: A parametric study*. In: *Stapp Car Crash Journal*, 2013, Nr. 57, S. 343–385
- [108] Seattle Safety: *ServoSled™ Catapult Sled Systems: Technical Data Sheet*

- [109] Hannawald, L.: *Multivariate Bewertung zukünftiger Fahrzeugsicherheit: Entwicklung eines Modells zur Bewertung zukünftiger Fahrzeugsicherheit unter Berücksichtigung der Wechselwirkungen von Sicherheitssystemen*. TU Dresden, Dissertation, 2008
- [110] Verkehrsunfallforschung an der TU Dresden GmbH: *Fall 1081001: Skoda Octavia - Fußgänger*. JPG Bilddateien, 2008
- [111] Verkehrsunfallforschung an der TU Dresden GmbH: *Fall 1130790: VW Lupo - Fußgänger*. JPG Bilddateien, 2013
- [112] Verkehrsunfallforschung an der TU Dresden GmbH: *Fall 1070341: Ford Focus - Baum*. JPG Bilddateien, 2007
- [113] Verkehrsunfallforschung an der TU Dresden GmbH: *Fall 1180018: VW Polo - Baum*. JPG Bilddateien, 2018
- [114] Verkehrsunfallforschung an der TU Dresden GmbH: *Fall 1060896: VW Passat - Opel Omega*. JPG Bilddateien, 2006
- [115] Verkehrsunfallforschung an der TU Dresden GmbH: *Fall 1070050: Peugeot 106 - VW Passat*. JPG Bilddateien, 2007
- [116] Verkehrsunfallforschung an der TU Dresden GmbH: *Fall 1060768: VW Golf - Fahrrad*. JPG Bilddateien, 2006
- [117] Verkehrsunfallforschung an der TU Dresden GmbH: *Fall 1070868: Renault Clio - Fahrrad*. JPG Bilddateien, 2007
- [118] Verkehrsunfallforschung an der TU Dresden GmbH: *Fall 1100533: KIA Sorento - Kawasaki Ninja*. JPG Bilddateien, 2010
- [119] Verkehrsunfallforschung an der TU Dresden GmbH: *Fall 1090206: Skoda Fabia - Yamaha RJ15*. JPG Bilddateien, 2009
- [120] Kumar, R.: *Weiterentwicklung messtechnischer Erfassung von Schlittenanprallversuchen mit einer Hochgeschwindigkeitskamera*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2020
- [121] Perez-Rapela, D.; Markusic, C.; Whitcomb, B.; Pipkorn, B.; Crandall, J.: *Comparison of WorldSID to PMHS kinematics in far-side impact*. In: *IRCOBI Conference Proceedings*, 2018, S. 630–654
- [122] Kistler Gruppe: *Betriebsanleitung, Typ DTI327V.04*
- [123] CTS GmbH: *Crashtest Dokumentation: GIDAS-Fälle*, 2020
- [124] Crashtest Service GmbH: *Röntgen - Biofidel-Dummy*. URL <https://www.crashtest-service.com/de/biofidel-dummy/roentgen/>. – Aktualisierungsdatum: 31.01.2024
- [125] Schäuble, A.; Weyde, M.: *Assessment of injury probability based on crash tests using biofidelic dummies*. Dekra. In: *Dummy-Crashtest Conference*, 2021
- [126] Kathmann, T.; Heel, E. V.; Schimmelpfennig, P.; Reglitz, G.; Kammel, C.; Goergen, V.: *Kriterien für die Beurteilung des Gefährdungspotenzials für Motorradfahrer durch scharfkantige Konstruktionsteile in Fahrzeug-Rückhaltesystemen*. In: *Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen*, 2023, V 374

- [127] Leost, Y.; Bösl, P.; Matt, P.; Kurfiß, M.; Boljen, M.: *Untersuchung der Kollision von E-Scooter-Fahrern mit Bordsteinkanten*. Fraunhofer EMI. In: 3. *Dummy-Crashtest Conference*, 2023
- [128] Vereinigung der Prüfstellen für angriffshemmende Materialien und Konstruktionen: *VPAM-ERV Fassung 3*, 2021
- [129] carhs.training gmbh: *Current Dummy Landscape*, 2023

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen des öffentlich geförderten Forschungsvorhabens: „Etablierung einer Standardisierung von Unfallrekonstruktionsversuchen unter erstmaliger Verwendung realistischer Biofidel-Dummys“. Teile dieses Vorhabens wurden bereits veröffentlicht. Im Rahmen der Erstellung der vorliegenden Arbeit und der damit verbundenen Beantragung und Durchführung weiterer Forschungsvorhaben entstanden u.a. folgende studentische Arbeiten und eigene Veröffentlichungen:

- [130] Bachmann, S.: *Erarbeitung und Auswahl von geeigneter Messtechnik für einen biofiden Dummy*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2018
- [131] Beutin, S.: *Grobvalidierung des Biofidel-Dummys für numerische Simulationen*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2022
- [132] Böck, E.: *Entwicklung und Konstruktion passiver Ersatz-Muskelgruppen für den Biofidel-Dummy*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2022
- [133] Braun, J.: *Entwicklung und Konstruktion eines anthropomorphen Halswirbelsystems für einen biofiden Dummy*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2018
- [134] Großer, L.: *Numerische Simulation von Sitzschlittenversuchen mit Fahrzeuginsassen unter Verwendung des Menschmodell THUMS*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2020
- [135] Haller, M.: *Entwicklung und Erprobung eines einheitlichen Verfahrens zur Durchführung von Sitzschlittenversuchen im Insassenschutz*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2021
- [136] Härtel, B.; Hannawald, L.: *Entwicklung eines Biofidel-Dummys: Biomechanik an der Professur Kfz-Technik und Sicherheit* (9. Freiburger Crashworkshop). Freiberg, 27.09.2018
- [137] Härtel, B.; Hannawald, L.: *Bewertbarkeit der Fahrzeugsicherheit mit biofiden Dummys: Biomechanik an der Professur Kfz-Technik und Sicherheit* (10. Freiburger Crashworkshop). Freiberg, 27.09.2019
- [138] Härtel, B.; Hannawald, L.: *Research and development of a new biofidelic dummy*. In: *28th Annual Congress of the European Association for Accident Research and Analysis (EVU)*, S. 259–265

- [139] Härtel, B.: *Experimentelle Validierung des Biofidel Dummys im Vergleich zu Leichenversuchen, Probandentests und Realunfällen: Biomechanik an der Professur Kfz-Technik und Sicherheit* (11. Freiburger Crashworkshop). Freiberg, 24.09.2020
- [140] Härtel, B.: *Entwicklung eines biofidelen Dummys zur direkten Darstellung menschlicher Verletzungen* (crash.tech). Ingolstadt, 18.03.2021
- [141] Härtel, B.: *Experimental validation of the Biofidel-Dummy* (16. Praxiskonferenz Fußgängerschutz). Bergisch Gladbach, 08.07.2021
- [142] Härtel, B.; Hannawald, L.: *Entwicklung eines CAE-Modells für den Biofidel-Dummy im Solver Impetus: Biomechanik an der Professur Kfz-Technik und Sicherheit* (12. Freiburger Crashworkshop). Freiberg, 23.09.2021
- [143] Härtel, B.: *Entwicklung eines biofidelen Dummys zur direkten Darstellung menschlicher Verletzungen* (Dummy Crashtest Konferenz). Münster, 30.09.2021
- [144] Härtel, B.: *Development of a Computationally Efficient FullBiofidel-Dummy Finite Element Model* (Impetus Conference). Flekkefjord, 26.06.2022
- [145] Härtel, B.: *Development of a Biofidel-Dummy Finite Element Model* (Dummy Crashtest Konferenz). Münster, 06.09.2022
- [146] Härtel, B.: *Development of the Biofidel-Dummy Finite Element Model* (crash.tech). Ingolstadt, 28.09.2022
- [147] Härtel, B.; Hannawald, L.: *Development of a Biofidel-Dummy Finite Element Model: Biomechanik an der Professur Kfz-Technik und Sicherheit* (13. Freiburger Crashworkshop). Freiberg, 29.09.2022
- [148] Härtel, B.; Hannawald, L.; Menke, J.: *Development of a Computationally Efficient Full Biofidel-Dummy Finite Element Model*. In: *30th Annual Congress of the European Association for Accident Research and Analysis (EVU)*
- [149] Härtel, B.: *Entwicklung der Muskelaktivität im Biofidel Dummy zur Verbesserung realistischer Kollisionssequenzen* (Dummy Crashtest Konferenz). Münster, 07.06.2023
- [150] Härtel, B.; Hannawald, L.: *Entwicklung der Muskelaktivität im Biofidel-Dummy zur Verbesserung realistischer Kollisionssequenzen: Biomechanik an der Professur Kfz-Technik und Sicherheit* (14. Freiburger Crashworkshop). Freiberg, 28.09.2023
- [151] Härtel, B.; Beutin, S.; Hannawald, L.: *The Simulation Model of the Biofidel-Dummy for Extreme Loading Conditions* (16th International Nordmetall Colloquium). Klaffenbach, 06.12.2023
- [152] Jung, S.: *Entwicklung eines Knochenersatzwerkstoffes für den Einsatz in einem biofidelen Dummy*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2018
- [153] Le, D.: *Konstruktive Untersuchung der Abbildung passiver Ersatz-Muskelgruppen und der Anbringung im Biofidel-Dummy*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2022

- [154] Lehmann-Marschel, R.: *Optimierung der HTW-Sitzschlittenanlage für zukünftige Crashtest-Simulationen*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2020
- [155] Menke, J.: *Grobvalidierung des Biofidel-Dummys für numerische Simulationen*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2021
- [156] Patzer, V.: *Entwicklung und Konstruktion eines anthropomorphen Brustkorbsystems für einen biofiden Dummy*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2018
- [157] Riedel, A.: *Entwicklung und Konstruktion eines anthropomorphen Schultersystems für einen biofiden Dummy*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2021
- [158] Stoeßer, T.: *Entwicklung und Konstruktion eines anthropomorphen Beckens für den Biofidel-Dummy*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, 2022
- [159] Trumpold, A.: *Materialmodellerstellung des Biofidel-Dummys für numerische Simulationen*. Hochschule für Technik und Wirtschaft Dresden, Kfz-Technik und Sicherheit, Diplomarbeit, 2021

