

Forschungsbericht Nr. 68

Optimierte Schutzkleidung für Motorradfahrer

Klaus Bauer
Sylvia Schick
Raúl Aranda
Andreas Thalhammer
Steffen Peldschus
Matthias Kühn
Antje Lang

Forschungsbericht Nr. 68

Optimierte Schutzkleidung für Motorradfahrer

Bearbeitet durch:

Biomechanik und Unfallforschung
Institut für Rechtsmedizin München

Dr. rer. biol. hum. Dipl.-Ing. (FH) Klaus Bauer

Dr. med. Sylvia Schick, M.P.H. postgrad., CAISS

Dipl.-Ing. Raúl Aranda

M.Eng. Dipl.-Ing. (FH) Andreas Thalhammer

Prof. Dr. rer. biol. hum. Dipl.-Ing. Steffen Peldschus



Projektleitung bei der UDV:

Dr. Matthias Kühn

Antje Lang

Impressum

Herausgeber

Gesamtverband der Deutschen Versicherungswirtschaft e.V.
Unfallforschung der Versicherer

Wilhelmstraße 43 / 43 G, 10117 Berlin
Postfach 08 02 64, 10002 Berlin
Tel. 030 / 20 20 – 50 00, Fax 030 / 20 20 – 60 00

E-Mail: unfallforschung@gdv.de
Internet: www.udv.de
Facebook: www.facebook.com/unfallforschung
Twitter: [@unfallforschung](https://twitter.com/unfallforschung)
YouTube: www.youtube.com/unfallforschung

Redaktion

Dr. Matthias Kühn

Bildnachweise

UDV und siehe Quellenangaben

Erschienen

04/2020

ISBN-Nr.

978-3-939163-98-5

Kurzfassung

Ziel des vorliegenden Projekts ist es, aus dem Unfallgeschehen typische Unfallsituationen und Anprallszenarien für Motorradfahrer herauszuarbeiten. Basierend auf diesen Erkenntnissen und weiterführenden verletzungsmechanischen Betrachtungen wird ausgewählte „optimierte Schutzkleidung“ in Hinblick auf das Potential zur Verletzungsvermeidung bzw. zur möglichen Reduktion der Verletzungsschwere differenziert bewertet. Zudem werden Empfehlungen für die Anpassung aktuell gültiger Prüfverfahren dargestellt.

Es wurden die zur Verfügung stehenden Unfalldaten des Instituts für Rechtsmedizin der LMU, eines kooperierenden Sachverständigenbüros und der UDB analysiert. Bei den verfügbaren Daten handelt es sich überwiegend um Schwerstunfallkollektive. Bei weniger schwer verletzten Motorradfahrern sind Verletzungen an den unteren Extremitäten führend. Insbesondere bei schweren und tödlichen Unfällen ist der Thorax die mit Abstand relevanteste und sehr häufig auch am schwersten verletzte Körperregion. Deshalb wurde im Rahmen des vorliegenden Projekts schwerpunktmäßig der Thoraxanprall adressiert. Ergänzend ist zu erwähnen, dass der Anteil an Kopfverletzungen in den betrachteten Fallkollektiven ebenfalls hoch ist. Im vorliegenden Projekt wurde jedoch die Festlegung getroffen, diese Körperregion nicht vertiefender zu betrachten.

Mit einer eigens entwickelten Kinematikkodierung bzw. Vorab-Klassifizierung wurde eine Gruppierung und Identifikation von besonders häufigen und relevanten Anprallparametern durchgeführt. Es lassen sich folgende Schwerpunkte bei den relevanten Anprallszenarien für den Thorax feststellen:

- Anprall Straße, Vertikalgeschw. vereinfachend ca. 17 km/h
- Anprallobjekt Radius ca. 0,075 m, Anprallgeschw. ca. 25 km/h
- Anprallobjekt Radius ca. 0,075 m, Anprallgeschw. ca. 60 km/h
- Anprallobjekt Radius ca. 0,25 m, Anprallgeschw. ca. 50 km/h

Eine zielführende Eingrenzung von Anprallparametern für die unteren Extremitäten war mit der gewählten Methodik nicht möglich. Hier konnten lediglich wenige eher allgemeine Auffälligkeiten festgestellt werden.

Anschließend wurden die ermittelten Anprallszenarien simuliert und verletzungsmechanisch bewertet. Um das Schutzpotential eines heutigen und optimierten Thorax-Airbags bestimmen zu können, wurde ein

entsprechendes generisches, d.h. allgemeines, FE-Airbagmodell entwickelt und an das verwendete Menschmodell angepasst.

Fasst man die Ergebnisse der durchgeführten Analysen zusammen, so ist festzustellen, dass ein heutzutage erhältlicher Thorax-Airbag insbesondere bei eher geringen Anprallgeschwindigkeiten Verletzungsfolgen reduzieren kann. Je höher die Anprallgeschwindigkeit bzw. je kleiner der Radius des Anprallobjekts, desto geringer ist die zu erwartende Schutzwirkung. Spätestens ab einer Anprallgeschwindigkeit von 50 km/h ist keine nennenswerte Reduktion der Verletzungsschwere mehr zu erwarten. Selbst ein großzügig optimierter generischer Airbag, der in diesem Geschwindigkeitsbereich noch eine potentielle Schutzwirkung aufweist, kommt bei spätestens 70 km/h Anprallgeschwindigkeit an das Ende seiner Wirksamkeitsspanne.

Bezogen auf das Unfallgeschehen bedeutet dies, dass ein Thorax-Airbag insbesondere bei eher leichten Unfällen ein gutes Schutzpotential aufweist. Dort wären jedoch auch ohne bzw. mit konventioneller Schutzkleidung keine schwersten Verletzungsfolgen zu erwarten. Die ermittelten typischen Anprallbedingungen (ca. 25 km/h) bewegen sich dabei in einem Bereich, für den auch heutige Motorradhelme ausgelegt sind und gut vor Verletzungen schützen. Allerdings zeigt sich in der Unfallanalyse, dass Thoraxverletzungen in diesem leichten Unfallkollektiv weniger häufig vorkommen und selten schwerwiegend sind. Es stehen insbesondere Verletzungen an den Extremitäten im Vordergrund.

Bei schwereren Unfällen mit höheren Anprallgeschwindigkeiten nimmt die Relevanz an schweren Thoraxverletzungen deutlich zu, allerdings in gleichem Maße das Schutzpotential von Airbags in der Schutzkleidung ab.

Für zukünftige Entwicklungen von optimierter Schutzkleidung ist eine Anpassung der Prüfparameter, wie diese beispielsweise in der aktuell gültigen Norm DIN EN 1621 (Teil 1 – 4) vorgeschrieben sind, zu diskutieren. Insbesondere sollte neben einer Überarbeitung des Prüfaufbaus das verwendete Prüfungsgewicht und die Prüfungsgeschwindigkeit sinnvoll erhöht werden.

Abstract

Motorcyclists still have a significantly higher risk than car occupants of being injured or even killed in an accident. That means, in relation to the covered distance, motorcyclists have a considerably higher risk of being killed in a road accident than car occupants. In 2017 the risk was higher by a factor of 20. Moreover, the level of risk is constantly increasing. The accidents of motorcyclists are often serious collisions, since they do not have the benefit of the protective crumple zones or highly developed safety systems that have become standard in virtually all cars. Depending on the circumstances of the impact, the motorcyclist's body may have to absorb most of the energy involved, which often results in severe and fatal injuries.

Accordingly, there is significant scope for optimizing the protective clothing of motorcyclists. In particular, new developments such as airbags in protective clothing are highly promising. However, a detailed analysis of the injury patterns and protective mechanisms is essential so that solutions can be developed and their effectiveness assessed.

The aim of this study is to analyse the accidents that occur in order to identify typical accident situations and impact scenarios. In addition, a list ranking the regions of the body most badly affected will be produced. Based on these findings, selected "optimized protective clothing" will be thoroughly assessed in terms of its potential to prevent injuries and mitigate the severity of any injuries.

Taking the results of the analyses together, it is clear that today's commercially available thorax airbags can mitigate injuries at lower speeds of impact. The higher the speed of the impact and the smaller the radius of the object involved in the impact, the smaller is the protective effect that can be expected. As of a speed of impact of at most 50 km/h, no appreciable mitigation of injury severity can be expected. Even a significantly optimized airbag, which can still have a protective effect in this speed range, is no longer effective as of a speed of impact of at most 70 km/h.

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	2
Abstract	4
Inhaltsverzeichnis	5
Einleitung	7
Literatur und Testverfahren	10
1 Datengrundlage und Rangfolge betroffener Körperregionen	14
1.1 Verfügbares Datenmaterial	14
1.1.1 Institut für Rechtsmedizin der LMU	14
1.1.2 Kooperierendes Sachverständigenbüro	15
1.1.3 Unfallforschung der Versicherer (UDV)	16
1.2 Ergebnisse der Datenauswertung	17
1.2.1 Allgemein	18
1.2.2 Verletzungen und Ranking der zu betrachtenden Körperregionen	22
2 Sturz/Anprallszenarien	32
2.1 Vorgehen Kinematikkodierung Daten LMU und SV-Büro	32
2.1.1 Unterteilung in separate Anprallgeschehen	32
2.1.2 Ermittlung des verletzungsmechanisch relevantesten Anpralls	33
2.1.3 Aufteilung von Einzelfällen zur Reduzierung von Unschärfen	33
2.1.4 Eingrenzung der zu erwartenden Qualität der Anprallparameter	34
2.1.5 Klassifizierung der Anprallobjekte	34
2.1.6 Stoßmechanische Anprallparameter	40
2.2 Ergebnisse der Kinematikanalyse	44
2.2.1 Fallkollektiv Thorax AIS 2+	46
2.2.2 Fallkollektiv untere Extremitäten	53
3 Wirkmodell des Thorax-Airbags für die FEM-Simulation	59
3.1 Modellierung des Thorax-Airbags	60
3.2 Bestätigung der aktuellen Norm für Airbag-Protektoren	62
4 Ermitteltes Potential der Schutzkleidung auf Basis der verletzungsmechanischen FEM-Simulationen	67

4.1	Thorax	67
4.2	Untere Extremitäten	78
5	Empfehlungen zur Effektivitätsbewertung und zum Tragen intelligenter Schutzkleidung	85
5.1	Prüfaufbau und Bewertung	85
5.1.1	Prüfgeschwindigkeit	86
5.1.2	Geometrie Impaktor / Prüfobjekt	86
5.2	Fazit und Empfehlungen zum Tragen von intelligenter Schutzkleidung	87
	Abbildungsverzeichnis	89
	Tabellenverzeichnis	93
	Literaturverzeichnis	94

Einleitung

Motorradfahrer haben im Vergleich zu Pkw-Insassen auch heutzutage immer noch ein deutlich erhöhtes Risiko, bei einem Unfall verletzt oder sogar getötet zu werden. Etwa 19% (619) aller getöteten Verkehrsteilnehmer waren im Jahr 2018 Motorradfahrer. Dies bedeutet einen deutlichen Anstieg gegenüber den beiden Vorjahren (2016: 536, 2017: 583) und ein annähernd gleiches Niveau wie im Jahr 2010. Über 10.000 Motorradfahrer wurden im Jahr 2018 bei Verkehrsunfällen schwer verletzt, das entspricht mehr als einem Drittel der Anzahl schwerverletzter Pkw-Insassen und liegt über dem Wert von vor 10 Jahren (Destatis 2019). Die Entwicklung der Anzahl tödlich verunglückter und schwerverletzter Motorradfahrer seit 2008 ist ergänzend in nachfolgender Abbildung 1 dargestellt.

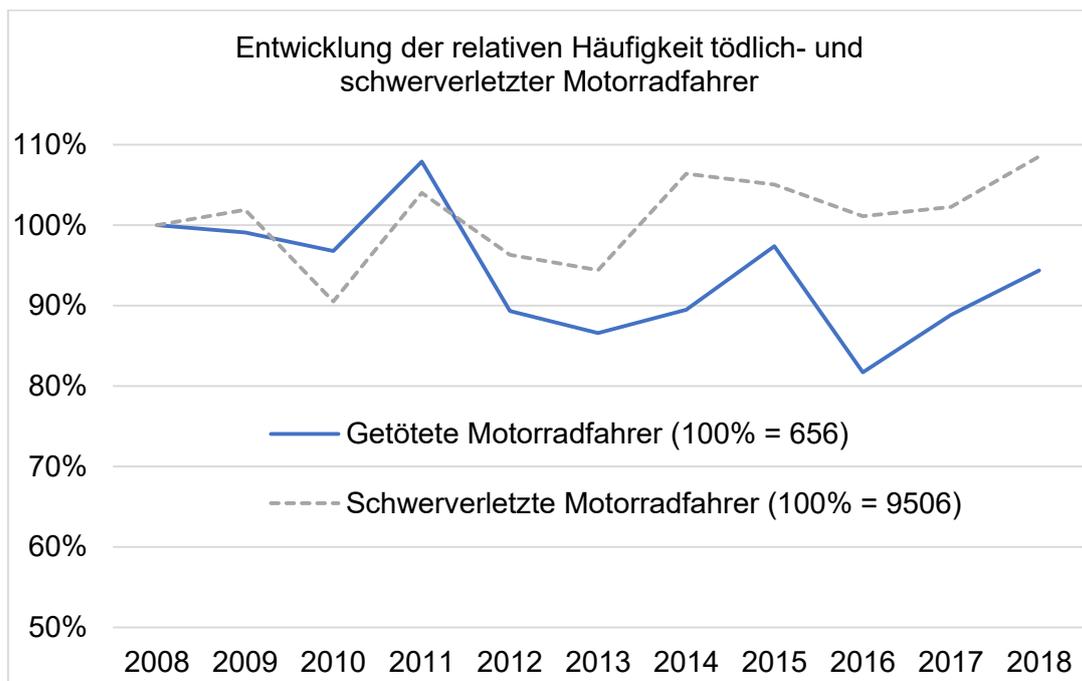


Abbildung 1: Entwicklung der tödlich verunglückten und schwerverletzten Motorradfahrer 2008 - 2018 (Berechnung basierend auf DESTATIS 2019)

Die Fahrleistung von Motorradfahrern beträgt nur einen Bruchteil der Fahrleistung von Pkw (ca. 2%, BASt 2018). Dies bedeutet, dass Motorradfahrer - bezogen auf die jeweilige Jahresgesamtfahrleistung - ein erheblich höheres Risiko mit sich tragen, bei einem Verkehrsunfall tödlich zu verunglücken. Das Risikoverhältnis geht zudem immer weiter auseinander (Abbildung 2). So betrug die Jahresfahrleistung für Pkws im Jahr 2000 ca. 559 Mrd. Kilometer. Es starben dabei 4396 Pkw-Insassen. Die Gesamtfahrleistung für Motorräder betrug im Jahr 2000 ca. 13,0 Mrd. Kilometer. Es starben 945 Motorradfahrer. Das Risiko, als Motorradfahrer

tödlich zu verunglücken, war demnach ca. 9-mal höher als für Pkw-Insassen. Im Jahr 2017 war das fahrleistungsbezogene Risiko für Motorradfahrer tödlich zu verunglücken um den Faktor 27 höher als für Pkw-Insassen. Es starben 1434 Pkw-Insassen bei 642 Mrd. Fzg.-Kilometer und 583 Motorradfahrer bei 9,8 Mrd. Fzg.-Kilometer (Destatis 2019, BAST 2018). Ergänzend muss erwähnt werden, dass ab dem Jahr 2017 seitens der BAST eine Neuberechnung der Fahrleistungs- und Verbrauchsrechnung zugrunde liegt. Das fahrleistungsbezogene Risiko hat sich für Motorradfahrer gegenüber Pkw-Insassen ungeachtet dessen über die vergangenen 17 Jahre annähernd verdreifacht.

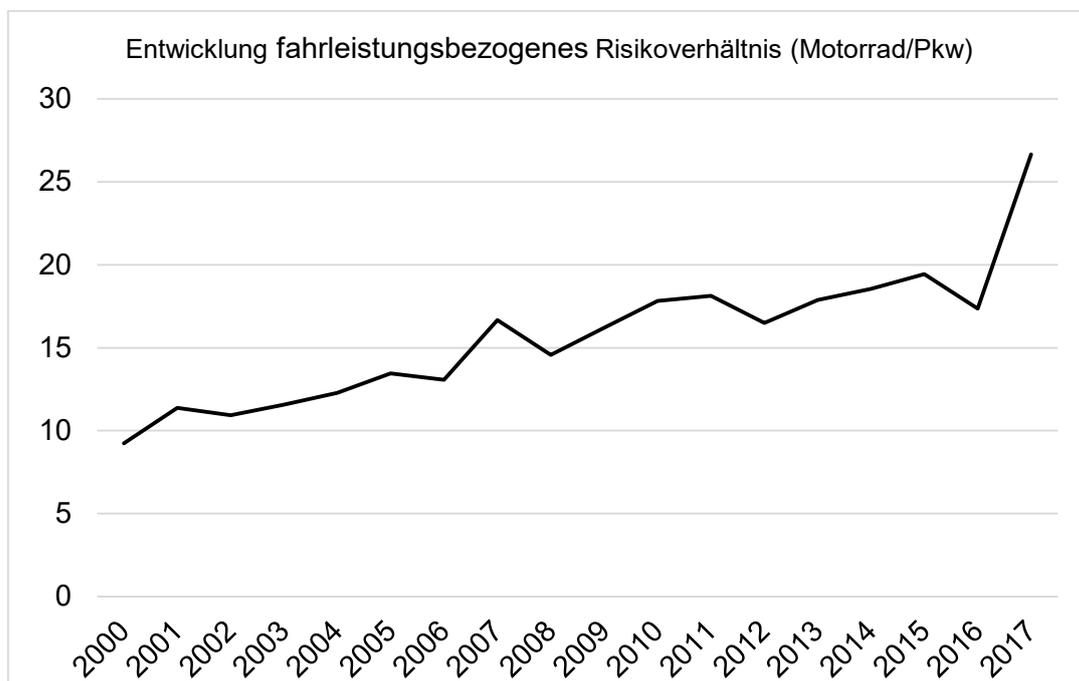


Abbildung 2: Entwicklung des fahrleistungsbezogenen Risikoverhältnisses tödlicher verunglückter Motorradfahrer und Pkw-Insassen 2000 – 2017 (Berechnung basierend auf DESTATIS 2019, BAST 2018)

Unfälle sind für Motorradfahrer häufig schwere Kollisionen, da hier schützende Knautschzonen oder hoch entwickelte Sicherheitssysteme, wie diese inzwischen in fast jedem Pkw zum Standard geworden sind, fehlen. Einen Großteil der auftretenden Energie muss der Motorradfahrer je nach Anprallkonstellation direkt mit seinem Körper absorbieren, was oft in schwersten und tödlichen Verletzungen resultiert.

Im Bereich der Schutzkleidung für Motorradfahrer scheint demnach prinzipiell deutliches Optimierungspotential vorhanden. Insbesondere neue Entwicklungen wie Airbags in der Schutzkleidung scheinen vielversprechend zu sein. Viele Zweiradfahrer sind bereit, größere Geldbeträge für derartige Ausrüstung auszugeben. Jedoch ist hier eine

detaillierte Analyse der Verletzungsmuster und Schutzmechanismen, welche bisher nur unzureichend erforscht sind, für eine zielgerichtete Entwicklung und Effektivitätsbewertung unumgänglich. Nur so kann das Schutzpotential dieser „optimierten Schutzkleidung“ für Motorradfahrer sinnvoll bewertet werden und Empfehlungen für die Zukunft ausgesprochen werden. Dies erfordert einen interdisziplinären Ansatz der Fachgebiete Unfallforschung und Verletzungsmechanik.

Ziel dieses Projekts ist es, aus dem Unfallgeschehen typische Unfallsituationen und Anprallszenarien herauszuarbeiten. Zudem wird eine Rangfolge besonders betroffener Körperregionen abgeleitet. Basierend auf diesen Erkenntnissen wird ausgewählte Schutzkleidung für Motorradfahrer in Hinblick auf das Potential zur Verletzungsvermeidung bzw. zur möglichen Reduktion der Verletzungsschwere bewertet. Des Weiteren werden Empfehlungen für eine möglichst sinnvolle Bewertung bzw. Differenzierung des Schutzpotentials einzelner Schutzbekleidungen erarbeitet.

Literatur und Testverfahren

COST 327

Die COST-Studie (COST 2001) wurde von der Europäischen Kommission finanziert und in Kooperation einiger europäischer Forschungseinrichtungen und Firmen durchgeführt. Es wurden über zwei Jahre (1996 – 1998) in Deutschland, Finnland und Großbritannien insgesamt 253 Unfälle mit Beteiligung motorisierter Zweiräder aus einer noch größeren Datensammlung zur Analyse ausgewählt. Dabei lag der Fokus auf Motorradhelmen und Kopf-/ Halsverletzungen. Die Aufsassen kollidierten häufig mit einem Pkw (53,9 %) oder der Straße. 73 % der Aufsassen waren an den unteren Extremitäten verletzt, 54,8 % an den oberen Extremitäten. 67% der Verunfallten erlitten eine Kopfverletzung, 57% eine Thoraxverletzung. Auf Basis der zur Verfügung stehenden Daten wurden die Anprallparameter des Kopfes ermittelt. Der Mittelwert der Kopfanprallgeschwindigkeit lag zwischen 50 und 60 km/h. Mit steigender Anprallgeschwindigkeit wurde eine zunehmende Verletzungsschwere beobachtet. Auf Basis der durchgeführten Analysen wurden zudem Vorschläge für eine Verbesserung von Helmen und deren Prüfverfahren erarbeitet.

MAIDS

Bei der MAIDS-Studie (MAIDS 2009) handelt es sich um eine europäische sog. In-Depth-Studie, die Unfälle mit Beteiligung motorisierter Zweiräder analysierte. Datengrundlage waren 921 Unfälle, die in den Jahren 1999 und 2000 in fünf europäischen Ländern erhoben wurden. Es wurde festgestellt, dass Motorradfahrer am häufigsten mit einem Pkw kollidierten, gefolgt von einem Anprall auf die Straße. Aufgrund der überwiegend innerörtlichen Unfälle im Datenkollektiv war die Fahr- und Anprallgeschwindigkeit der motorisierten Zweiräder häufig geringer als 50 km/h. Die Kinematik der Motorradfahrer im Unfallablauf wurde in skizzenhaft in Gruppen eingeteilt, allerdings wurde die Anprallgeschwindigkeit der Motorradfahrer gegen das Objekt bzw. die Straße nicht dediziert ermittelt. Etwas über die Hälfte der verletzten Motorradfahrer war bis zu acht Tagen zur Behandlung im Krankenhaus. Am häufigsten waren die Aufsassen an den unteren Extremitäten (31,8%) und den oberen Extremitäten (24,3%) verletzt. Dabei handelte es sich in der Mehrzahl um leichte Verletzungen wie Abschürfungen und Platzwunden. Bei den MAIs 3+ verletzten Motorradfahrern war der Thorax die am häufigsten verletzte Körperregion. Etwas über 10% aller Aufsassen im Fallkollektiv verstarben innerhalb von 30 Tagen an den Unfallfolgen.

MOSAFIM

Im Rahmen der MOSAFIM-Studie (MOSAFIM 2013) wurden vor dem Hintergrund der Weiterentwicklung von Prüfverfahren u.a. für Nackenschutzsysteme mehrere Studien und Datenbanken mit schwersten Motorradunfällen analysiert. Bei tödlichen Motorradunfällen wurde festgestellt, dass der Thorax die am häufigsten schwerstverletzte Körperregion war. Thoraxverletzungen waren prinzipiell mit einem hohen Risiko für schwerste Verletzungen verbunden. Annähernd die Hälfte aller MAIS 6 Verletzungen waren im Bereich des Halses lokalisiert. Es wurde ein mögliches Testverfahren für Nackenschutzsysteme vorgestellt.

Schmucker et al. (2008). Two wheels – too dangerous? Eine Analyse von Unfalldaten und Bundesstatistik

Es wurden Unfalldaten in Mecklenburg-Vorpommern in den Jahren 2001 – 2005 erhoben. Dabei konnten 66 Unfälle mit jeweils MAIS 2+ verletzten Motorradfahrern gesammelt werden. In diesem Datenkollektiv waren häufig Verletzungen an den Extremitäten sowie am Kopf zu beobachten. Kombinationsverletzungen mit Beteiligung der Thoraxregion zeichneten sich durch eine hohe Verletzungsschwere aus. Durch Analyse der Bundesstatistik wurden eher allgemeine Auffälligkeiten dargestellt, beispielsweise das eher geringe Absinken von verletzten Fahrern motorisierter Zweiräder. Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass der Hochrasanzmotorradunfall als primäre Kategorie für tödlichen Verletzungsausgang verantwortlich ist. Er dominiere die Statistik der Unfalltoten.

Ballester et al. (2019). Analysis of trunk impact conditions in motorcycle road accidents based on epidemiological, accidentological data and multibody simulations

Es wurde Motorradunfälle mit Beteiligung von 252 Aufsassen analysiert. Das Datenkollektiv wurde in den Jahren 2016 und 2017 in zwei Krankenhäusern (Lyon und Marseille) in Frankreich erhoben. Es wurde eine Analyse der Verletzungsmuster durchgeführt. Sowohl bei den AIS 1+ als auch den AIS 3+ verletzten Aufsassen war der Thorax mit über 50% die am häufigsten betroffene Körperregion. Anschließend wurde auf Basis von ermittelten typischen Unfallsituationen eine Parameterstudie unter Verwendung von Mehrkörpermodellen durchgeführt. Dafür wurden Unfallkonstellationen zwischen einem Pkw und Motorrad generisch variiert. Es wurden zwei Arten von Anprallobjekten (flach und penetrierend) ermittelt und drei Schwerpunkte der Anprallgeschwindigkeiten für den Thorax (5, 7 und 13 m/s) sowie zwei Schwerpunkte der Anprallgeschwindigkeiten für das Abdomen (5 und 11 m/s) eingegrenzt. Weiter wurde vorgeschlagen, dass

ein Airbag innerhalb von 70 ms aufgeblasen sein soll und eine Standzeit von mindestens 3 Sekunden aufweisen soll.

Trotz einer ähnlichen Zielsetzung ist ein deutlicher Unterschied in der methodischen Herangehensweise im Vergleich zum vorliegenden Projekt festzustellen. Es wurde auf eine dedizierte Kinematikanalyse von Realunfällen verzichtet und ein generischer Ansatz zur Ermittlung der Anprallparameter gewählt.

Serre et al. (2019). Airbag Jacket for Motorcyclists: Evaluation of Real Effectiveness

Basierend auf überwiegend per Fragebogen und teilweise auch per Datensammlung erhobenen Unfällen sowie per experimentellen Tests wurde das Schutzpotential von Airbags bewertet. Bei eher leichten Unfällen bzw. Stürzen ohne weiteren Anprall wurde ein gutes Schutzpotential festgestellt. Bei schwereren Unfällen, z.B. einem direkten Anprall mit 40 km/h oder einem Sturz mit 60 km/h, konnte eine Airbagjacke schwere Verletzungen am Rumpf nicht verhindern. Unter Heranziehung der experimentellen Ergebnisse wurde davon ausgegangen, dass eine Airbagjacke bis zu einem Anprall mit ca. 30 – 40 km/h eine gewisse Schutzwirkung aufweist, wenngleich dies auch von der Anprallkonfiguration abhängt.

Otte et al. (2002). Möglichkeiten der Belastungsreduktion durch Beinprotektoren in der Schutzkleidung von Motorradfahrern – technische, medizinische und biomechanische Zielsetzung

In der Studie wurde mittels Analyse von Unfalldaten festgestellt, dass die häufigsten Verletzungen bei Unfällen von Motorradfahrern vorwiegend die unteren Extremitäten betreffen. Mittels experimentellen Pendelversuchen wurde die stoßdämpfende Wirkung von Beinprotektoren auf die Entstehung von Unterschenkelfrakturen untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass sich die maximale Stoßbelastung mittels eines Schaumstoffprotektor um etwa 40 % reduziert, was mit einem verringerten Risiko für Frakturen einhergeht.

Testverfahren für Motorradschutzkleidung

Die für die zugelassene und kennzeichnungspflichtige Vermarktung von Motorradfahrer-Schutzkleidung bzw. den darin enthaltenen Protektoren und Airbags im deutschen Raum aktuell gültige Norm ist die DIN EN 1621, Teil 1 - 4. Die einzelnen Abschnitte der Norm regeln die jeweiligen Teilbereiche für verschiedene Gruppen in den Schutzbekleidungen. In Teil 1 (DIN EN 1621-1: 2013-03) werden die Anforderungen und das Prüfverfahren für die

Gelenksprotektoren beschrieben. Teil 2 (DIN EN 1621-2:2014-05) regelt Anforderungen und Prüfverfahren zu Rückenprotektoren. Teil 3 (DIN EN 1621-3:2019-03) deckt die Brustprotektoren ab; Teil 4 (DIN EN 1621-4:2013-04) die Regelungen für aufblasbare Protektoren.

Im Folgenden wird ein kurzer Überblick über die wichtigsten Aspekte der jeweiligen Normen gegeben. Für eine ausführlichere Darstellung wird auf die Normen selbst verwiesen.

Als Prüfeinrichtung kommt jeweils eine Fallkörpervorrichtung zum Einsatz. Hierbei wird der zu prüfende Protektor auf einen Amboss positioniert, welcher je nach abzudeckendem Teil der Norm etwas unterschiedliche Geometrien aufweist. Ein senkrecht darüber positioniertes Prüfungsgewicht wird anschließend geführt mit definierter Geschwindigkeit bzw. Aufprallenergie auf das auf dem Amboss positionierte Prüfmuster fallen gelassen. Für Rücken- und Brustprotektoren ist der Fallkörper stabförmig ausgeführt. Die nach unten gerichtete Aufprallfläche muss halbkugelförmig mit einem Krümmungsradius von $12,5 \pm 0,1$ m ausgeführt sein. Die hinter dem Protektor auf den Amboss wirkenden Kräfte werden über das Zeitfenster des Aufpralls gemessen und dokumentiert.

Für die Ergebnisse der Anprallprüfung werden Grenzwerte zur Festlegung der Leistungsklasse des Protektors herangezogen. Es wird unterschieden zwischen „Stufe 1“-Protektoren und leistungsfähigeren „Stufe 2“-Protektoren. Bei Gelenkprotektoren muss die gemessene Kraft im Mittel unter 35 kN / 20 kN liegen, um Stufe 1 / Stufe 2 zu erfüllen. Die Grenzwerte für Rückenprotektoren liegen im Mittel bei ≤ 18 kN (Stufe 1) bzw. ≤ 9 kN (Stufe 2). Bei der Aufpralldämpfung für Brustprotektoren muss die übertragene Kraft eine mittlere Höchstkraft (Stufe 1) von weniger als 18 kN aufweisen, zudem darf kein Einzelwert größer als 24 kN sein. Bei der Prüfung der Kraftverteilung (optional für Erfüllung der Stufe 2) muss die übertragene Kraft eine mittlere Höchstkraft von weniger als 15 kN haben und kein Einzelwert darf größer als 20 kN sein.

Airbagprotektoren müssen die in den jeweils anderen Normteilen festgeschriebenen Mindestschutzzonen aufweisen. Weiter werden Anforderungen an die Interventionszeit (max. 200 ms), Verweildauer der Befüllung (mindestens 5 Sekunden) sowie Schutz vor harten Bestandteilen und dem Rückhaltevermögen des Airbags definiert. Die Grenzwerte zum Erfüllen der Stufe 1 liegen bei $\leq 4,5$ kN (Mittelwert) bzw. ≤ 6 kN (höchster Einzelwert) und $\leq 2,5$ kN (Mittelwert) bzw. ≤ 3 kN (höchster Einzelwert).

1 Datengrundlage und Rangfolge betroffener Körperregionen

Durch Analyse der zur Verfügung stehenden Unfalldaten werden zunächst neben allgemeinen und soziodemografischen Auswertungen die besonders häufig betroffenen bzw. verletzten Körperregionen der beteiligten Motorradfahrer bzw. Aufsassen ermittelt. Basierend darauf werden Unfallsituationen herausgearbeitet, welche die identifizierten verletzten Körperregionen typischerweise abbilden. Anschließend werden mit einer eigens dafür entwickelten Vorgehensweise möglichst relevante Anprallparameter des Motorradfahrers im Unfallgeschehen herausgearbeitet. Damit wird die Identifikation zu analysierender und mit intelligenter Schutzkleidung zu adressierender Körperregionen bzw. Verletzungen ermöglicht.

1.1 Verfügbares Datenmaterial

Als Grundlage für die analytischen Auswertungen stehen drei Fallkollektive zur Verfügung. Es handelt sich zum einen um tödliche Motorradunfälle, welche dem Institut für Rechtsmedizin der LMU vorliegen. Diese werden ergänzt durch weitere tödliche Motorradunfälle aus einem kooperierenden Sachverständigenbüro. Zudem liegen Unfälle mit Kraftradbeteiligung aus der Unfalldatenbank (UDB) der Unfallforschung der Versicherer (UDV) vor.

Bereits an dieser Stelle ist zu erwähnen, dass das vorliegende Datenkollektiv Unfälle mit schweren bis schwersten Unfallfolgen abbildet. Das Unfallgeschehen ist insgesamt jedoch deutlich umfassender, es geschehen auch viele leichtere Unfälle, in denen die Motorradfahrer teils deutlich geringeren Belastungen ausgesetzt sind und in denen Schutzkleidung ein tendenziell höheres Schutzpotential hat.

1.1.1 Institut für Rechtsmedizin der LMU

Aus dem Fallkollektiv des Instituts für Rechtsmedizin der LMU München wurden 76 tödliche Motorradunfälle der Jahre 2004 - 2014 selektiert. Die Fallsammlung am Institut für Rechtsmedizin wird seit dem Jahr 2004 kontinuierlich gepflegt und weiterentwickelt und umfasst tödliche Verkehrsunfälle mit jeglicher Beteiligungsart. Das Einzugsgebiet umfasst Oberbayern, Niederbayern und Schwaben. Das Datenmaterial der Fälle wird retrospektiv erhoben.

Die Unfälle sind jeweils umfassend durch technische und medizinische Unterlagen dokumentiert. Dazu gehören Polizeiberichte, unfallanalytische und technische Gutachten sowie Lichtbilder der Unfallstelle und der beteiligten Fahrzeuge. Jeder verunfallte und getötete Verkehrsteilnehmer wird im Institut für Rechtsmedizin obduziert. Zudem sind in Einzelfällen weitere ergänzende Unterlagen wie Blutalkoholbestimmungen, Drogenanalysen und Zeugenaussagen vorhanden.

Basierend auf diesen Unterlagen werden für jeden Unfall diverse Parameter erhoben, die in eine Datenbank übernommen werden. Aus den Polizeiberichten und Obduktionsgutachten werden soziodemografische Daten wie Alter und Geschlecht der beteiligten Personen erhoben. Nach Durchsicht und Überprüfung der technisch relevanten Parameter werden u.a. Daten zu den beteiligten Fahrzeugen, der Unfalltyp analog zu dem Unfalltypen-Katalog bzw. „Leitfaden zur Bestimmung des Unfalltyps“ des GDV (GDV 2016) sowie weitere technische Parameter erhoben.

Die im Obduktionsbericht dokumentierten Verletzungen werden von Fachpersonal anhand der gebräuchlichen Verletzungsklassifizierung nach der „Abbreviated Injury Scale ©“ (AIS) (AAAM 2008) kodiert und in die Datenbank übernommen. Der AIS-Wert ist ein Verletzungsschweregrad. Die Schwere der Verletzung wird in den Stufen null (unverletzt) bis sechs (maximal verletzt, per Definition heutzutage nicht behandelbar) beschrieben. Im deskriptiven Teil des AIS-Codes wird die Körperregion der Verletzung abgebildet.

Die Selektion der 76 zu betrachtenden Motorradunfälle erfolgte nach folgenden Kriterien:

- Beteiligung eines Kraftrads (EG-Klasse L3e und L4e nach Richtlinie 2007/46/EG: zweirädrige Krafffahrzeuge mit oder ohne Beiwagen, mit einem Hubraum von über 50 cm³ bei Verbrennungsmotoren, und/oder bauartbedingter Höchstgeschwindigkeit von mehr als 45 km/h)
- Kraftradfahrer oder Sozius aufgrund des Unfalls verstorben

1.1.2 Kooperierendes Sachverständigenbüro

Die tödlichen Motorradunfälle aus dem Institut für Rechtsmedizin wurden mit 55 weiteren tödlichen Motorradunfällen der Jahre 2003 - 2016 aus einem kooperierenden Sachverständigenbüro ergänzt, bei denen der Motorradfahrer am Institut für Rechtsmedizin obduziert wurde. Das Einzugsgebiet umfasst den südöstlichen Teil von Oberbayern.

Die Selektionskriterien waren dabei identisch zum Fallmaterial der LMU. Die Fälle aus dem SV-Büro weisen eine mindestens gleichwertige Dokumentationsqualität auf.

Es konnte in der Vielzahl der Unfälle zudem auf weiteres Datenmaterial zurückgegriffen werden, welches nicht im Gutachten enthalten war. Dazu zählen insbesondere weitere Lichtbilder zu den beteiligten Fahrzeugen und zu Unfallstelle, welche durch den Sachverständigen direkt vor Ort erhoben wurden. Es wurden zudem häufig technische Untersuchungen der beteiligten Fahrzeuge durchgeführt. Die Spurensicherung wurde in der Regel mit weit größerer Datenvielfalt betrieben, als dies im Rahmen der strafprozessual zu erstellenden Begutachtung erforderlich gewesen wäre.

Zudem liegen häufig bereits im Rahmen der Gutachtenerstellung durchgeführte Berechnungen zugrunde. Dies erlaubt vorab eine erste Analyse der Kinematik des Motorradfahrers im Unfallablauf und eine Eingrenzung der Anprallparameter, wenngleich naturbedingt gewisse Unsicherheiten nicht ausgeschlossen werden können.

Die in die Datenbank eingepflegten und für die Auswertungen zur Verfügung stehenden technischen und medizinischen Parameter entsprechen denjenigen des Instituts für Rechtsmedizin. Die Fälle wurden basierend auf den Obduktionsberichten ebenfalls vollständig nach AIS kodiert.

1.1.3 Unfallforschung der Versicherer (UDV)

Als weiteres Datenmaterial standen Unfälle mit Kraftradbeteiligung aus der Unfalldatenbank (UDB) der Unfallforschung der Versicherer (UDV) zur Verfügung. Grundlage waren 156 Unfälle, an denen mindestens ein Motorrad der Typklasse L3e beteiligt war mit 213 beteiligten Motorrad- bzw. Mitfahrern unterschiedlicher Verletzungsschwere.

Davon wiesen 23 Motorradaufsassen tödliche Verletzungen auf, von denen wiederum bei 14 Personen verwertbare AIS / ISS / MAIS-Daten vorlagen. 112 Personen aus dem Fallkollektiv der UDB wiesen Verletzungen des Schweregrades MAIS 1+ auf. 42 Motorradfahrer davon wiesen eine Verletzungsschwere MAIS 3+ auf. 78 Motorradfahrer wurden als „Leichtverletzte“ bzw. „Unverletzte“ Personen klassifiziert.

Ergänzend zu den beiden Fallkollektiven mit tödlich verunglückten Motorradfahrern wurden auf Basis der UDB auch Auswertungen von weniger schwer verletzten Motorradfahrern (MAIS 2) durchgeführt. Dies geschah vor dem Hintergrund, um auch weniger schwere Unfälle und

Verletzungen zu adressieren und einen besseren Eindruck des Gesamtunfallgeschehens zu erlangen.

Zusätzlich zu den Verletzungsdaten der Motorradfahrer lag im Fallkollektiv der UDB auch eine Einteilung in kinematische Untergruppen nach Otte und Suren (Otte 1985) vor. Hierbei handelt es sich um eine Unterteilung, welche ursprünglich für Fahrradunfälle entwickelt wurde, jedoch aufgrund ähnlicher Kinematik auch für Kraftstofffahrer angewendet werden kann. Ein Überblick der Kinematikgruppen ist in nachfolgender Abbildung 3 dargestellt.

						
I	II	III	IV	V	VI	VII
freier Flug	abrutschen	aufschöpfen	Anprall am Kollisionspartner mit Richtungsänderung	Anprall am Kollisionspartner ohne Richtungsänderung	Anprall und Sitzenbleiben	gestürzt (indirekter Anprall)

Abbildung 3: Einteilung Kinematikgruppen nach Otte 1985

Diese Kinematikgruppen wurden im Rahmen der Datenerhebung der UDB mit drei weiteren Gruppen hinsichtlich der Einteilung von Alleinunfällen ergänzt (Abbildung 4).



Abbildung 4: UDB-Merkmale bei der Einteilung von Alleinunfällen

1.2 Ergebnisse der Datenauswertung

Im Folgenden sind zunächst die Ergebnisse der Auswertungen der verschiedenen vorliegenden Datenkollektive dargestellt. Es werden zuerst allgemeine und soziodemografische Daten vorgestellt. Anschließend wird auf die Verletzungen sowie die Reihenfolge der betroffenen Körperregionen eingegangen. Abschließend werden die aus der Analyse gewonnenen Ergebnisse hinsichtlich der Anprallparameter der Motorradfahrer im Unfallgeschehen betrachtet.

1.2.1 Allgemein

Im Fallkollektiv der am Institut für Rechtsmedizin obduzierten Motorradfahrer (Daten LMU und SV-Büro) waren bei den insgesamt 131 Unfällen 137 Aufsassen beteiligt. Neben 131 Fahrern waren auch sechs Mitfahrer beteiligt.

Im Fallkollektiv der UDB lassen sich die 23 getöteten Personen in 19 Fahrer und vier Mitfahrer aufteilen. Von den 112 verletzten Personen waren 79 Fahrer und 33 Mitfahrer.

Stellt man die Häufigkeitsverteilung des Alters der verunfallten Motorradfahrer dar (Abbildung 5), so ist zu erkennen, dass im Fallmaterial der LMU eine annähernd gleichmäßige Verteilung in den Altersgruppen von 18 - 54 Jahren mit einer leichten Häufung in der Altersgruppe 45 - 54 Jahre vorliegt. Zudem sind auch Jugendliche bzw. Senioren in diesem Fallkollektiv enthalten. Bei den getöteten Motorradfahrern in der UDB ist eine Häufung bei den 25 - 34-jährigen zu erkennen. Bei den Schwerverletzten in der UDB liegt dieser im Bereich von 35 - 44 Jahre, wengleich hier auf die verhältnismäßig geringe Fallzahl hingewiesen werden muss.

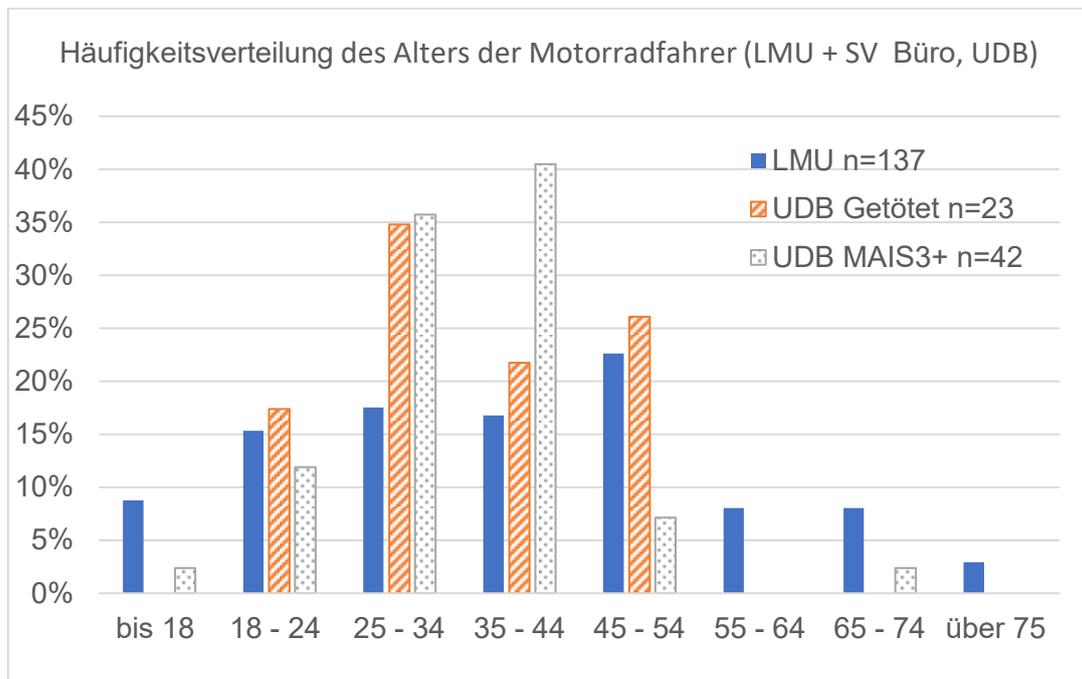


Abbildung 5: Häufigkeitsverteilung des Alters der Motorradfahrer (LMU + SV-Büro n=137, UDB Getötet n=23, UDB MAIS 3+ n=42)

Betrachtet man die Unfallumstände der an der LMU obduzierten tödlich verunglückten Motorradfahrer zunächst aus technischer Sicht etwas detaillierter, so ist an der in Abbildung 6 dargestellten Häufigkeitsverteilung der Unfallbeteiligten zu erkennen, dass in über 50% der Unfälle ein Pkw beteiligt war. Ein Anprall an ein Objekt bzw. an einen Lkw folgen mit deutlichem Abstand mit etwas über 15% bzw. etwas über 10%.

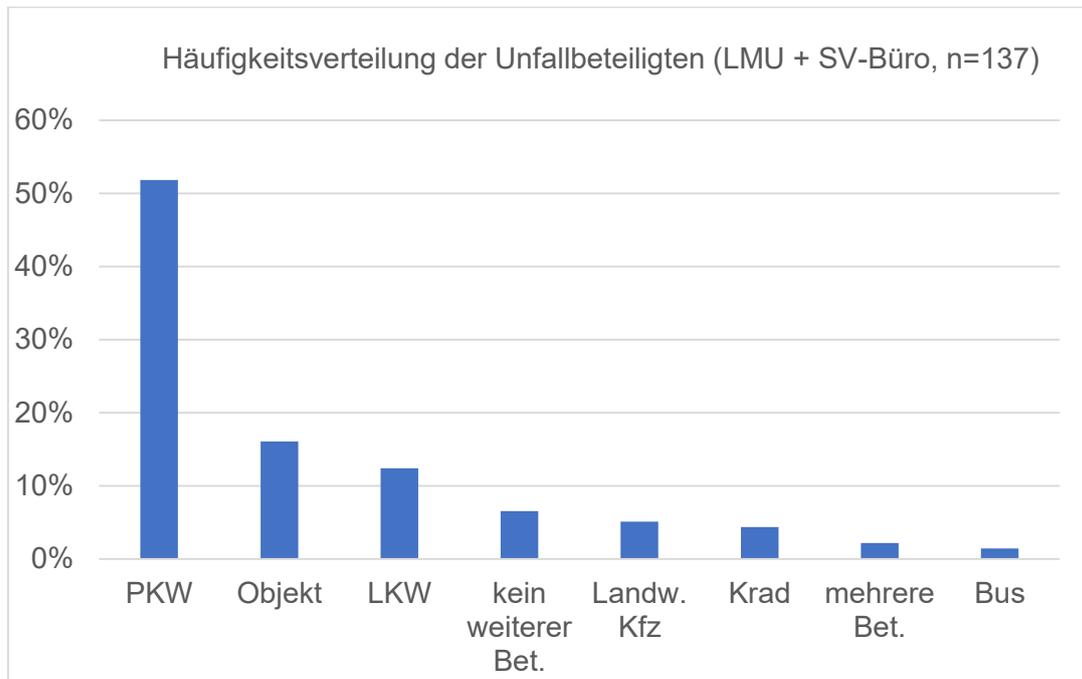


Abbildung 6: Häufigkeitsverteilung der Unfallbeteiligten (LMU + SV-Büro, n=137)

Bei der Häufigkeitsverteilung der Unfalltypen (Abbildung 7) ist zu erkennen, dass der Fahrnfall mit ca. 35% vor dem Unfall beim Einbiegen/Kreuzen (knapp 25%) und dem Unfall im Längsverkehr (ca. 15%) rangiert. Der Unfalltyp beschreibt die den Unfall auslösende Situation bzw. den Konflikt. Ob und wie die Verkehrsteilnehmer möglicherweise im weiteren Verlauf miteinander kollidiert sind, ist für die Bestimmung des Unfalltyps nicht von Bedeutung (GDV 2016).

So ist beispielsweise der Fahrnfall dadurch charakterisiert, dass der Fahrer die Kontrolle über das Fahrzeug verlor (z.B. wegen nicht angepasster Geschwindigkeit oder falscher Einschätzung des Straßenverlaufs), ohne dass andere Verkehrsteilnehmer dazu beigetragen haben. In der Folge kann es jedoch zu einem Zusammenstoß mit einem weiteren Verkehrsteilnehmer oder Objekt gekommen sein.

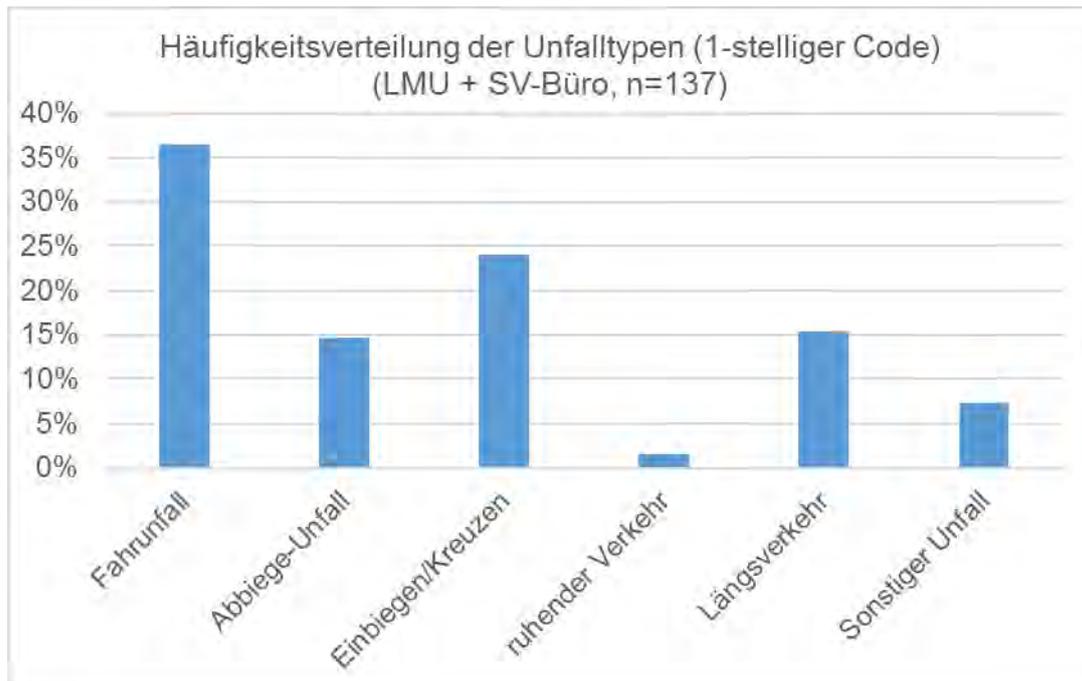


Abbildung 7: Häufigkeitsverteilung der Unfalltypen (1-stelliger Code) (LMU + SV-Büro, n=137)

Unterteilt man die jeweiligen Unfalltypen weiter und analysierte den zugrundeliegenden dreistelligen Code (GDV 2016), welcher die Konfliktsituation noch detaillierter beschreibt (Abbildung 8), so ist zu erkennen, dass der Fahrurfall in der Rechtskurve mit 20% besonders häufig vorkommt. Hier wird der Motorradfahrer häufig auf die Gegenfahrbahn getragen, was das Risiko einer verhältnismäßig schweren Kollision mit einem entgegkommenden Verkehrsteilnehmer erhöht.

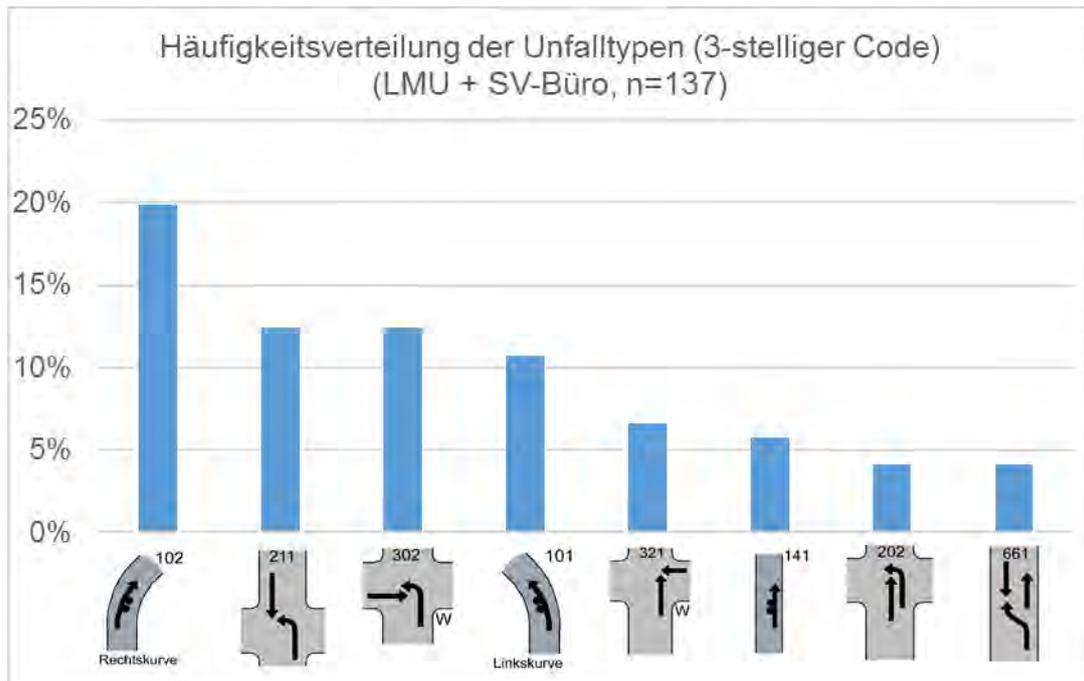


Abbildung 8: Häufigkeitsverteilung der Unfalltypen (3-stelliger Code) (LMU + SV-Büro, n=137)

Hinsichtlich der beteiligten Motorradtypen (Abbildung 9) ist festzuhalten, dass mit etwas über 30% am häufigsten sog. Supersportmaschinen verunfallten. Ob dies an der entsprechenden Anzahl solcher Maschinen im Straßenverkehr, der Fahrleistung oder in der häufig sehr hohen Motorleistung oder einem eventuell etwas risikoreicheren Fahrstil der Fahrer begründet liegt, lässt sich mit den vorliegenden Daten nicht bewerten.

Die übrigen Motorradtypen folgen mit teils deutlichem Abstand. Insbesondere fällt der niedrige Anteil an sogenannten „Tourer“-Maschinen auf, wenngleich hier ebenfalls u.a. die Zulassungsverteilung zu berücksichtigen ist.

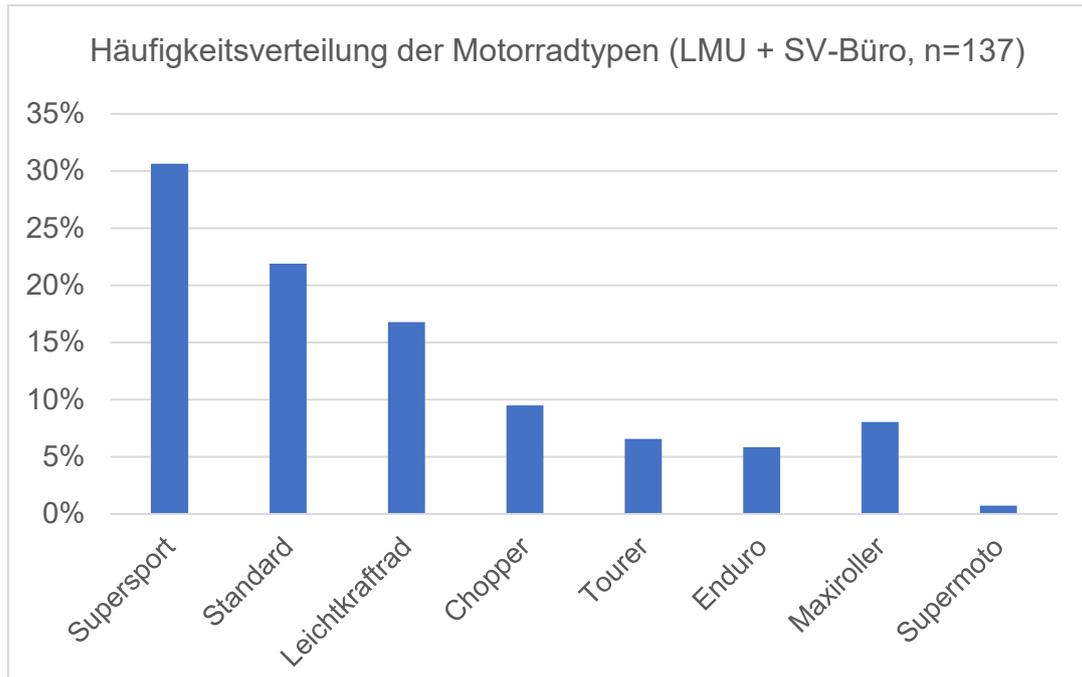


Abbildung 9: Häufigkeitsverteilung der Motorradtypen (LMU + SV-Büro, n=137)

1.2.2 Verletzungen und Ranking der zu betrachtenden Körperregionen

Um eine möglichst zielgerichtete Entwicklung von Schutzkleidung voranzutreiben, ist es zunächst erforderlich, die jeweiligen Verletzungen der Motorradfahrer detailliert zu betrachten. Insbesondere die Verletzungsschwere und die jeweils am häufigsten verletzten Körperregionen sind hierbei von besonderem Interesse.

Die Häufigkeitsverteilungen der MAIS-Werte der tödlich verunglückten Motorradfahrer im Fallkollektiv der LMU und UDB in Abbildung 10 zeigen deutlich, dass es sich hierbei um Schwerstunfallkollektive handelt. Etwa 35% der an der LMU obduzierten Motorradfahrer weisen eine Verletzungsschwere MAIS 5 auf, etwas über 40% sogar die nach heutigem Stand nicht zu behandelnde Verletzungsschwere MAIS 6. Im Datenmaterial der UDB ist der Trend zu unbehandelbaren Verletzungen noch deutlich ausgeprägter, allerdings bei deutlich geringerer Fallzahl und teilweise nicht spezifizierten AIS-Kodierungen.

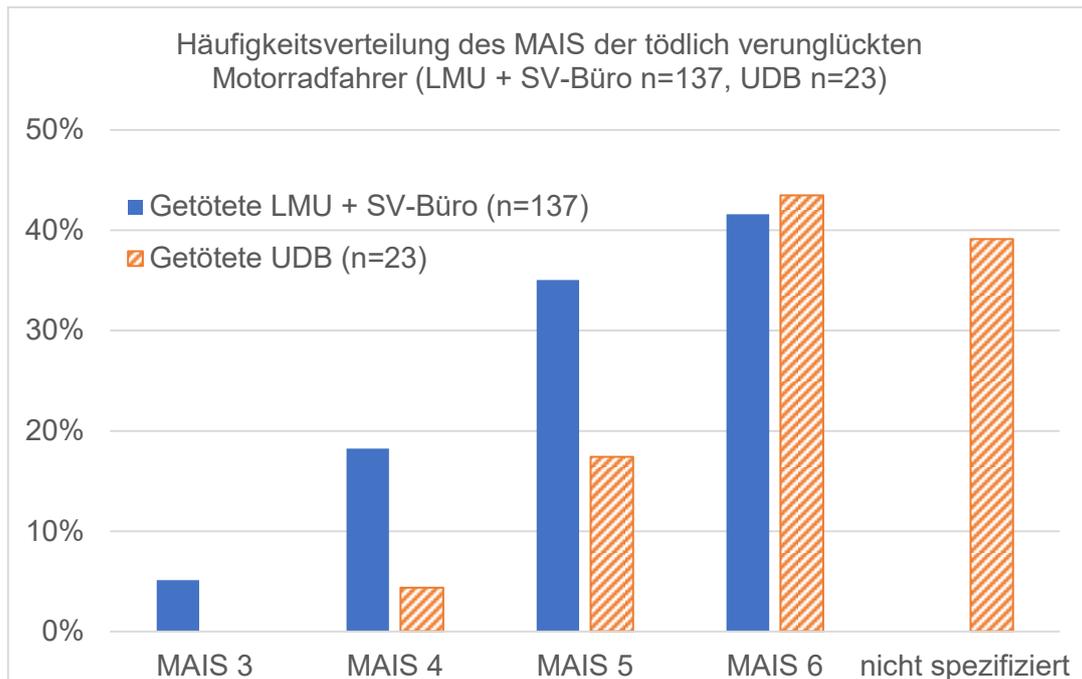


Abbildung 10: Häufigkeitsverteilung des MAIS der tödlich verunglückten Motorradfahrer (LMU + SV-Büro n=137, UDB n=23)

Stellt man die Häufigkeitsverteilung der ISS-Werte dar (Abbildung 11), der als Parameter zur Beschreibung von mehrfach verletzten Patienten herangezogen werden kann, so wird deutlich, dass die getöteten Motorradfahrer häufig auch schwere Verletzungen in mehreren Körperregionen aufweisen.

Ergänzend dazu ist in Abbildung 12 zu erkennen, dass die in der UDB als „schwer verletzt“ (Behandlung in einem Krankenhaus erforderlich) kodierten Motorradauffassen eine deutlich niedrigere Gesamtverletzungsschwere aufweisen. In der Mehrzahl der Fälle handelt es sich hier um Verletzungen des Schweregrades MAIS 2 und MAIS 3. Dies dürfte im Gegensatz zu den Getötetenkollektiven ein etwas realistischeres Bild des gesamten Unfallgeschehens auf deutschen Straßen zeichnen und sollte für die weiteren Betrachtungen berücksichtigt werden.

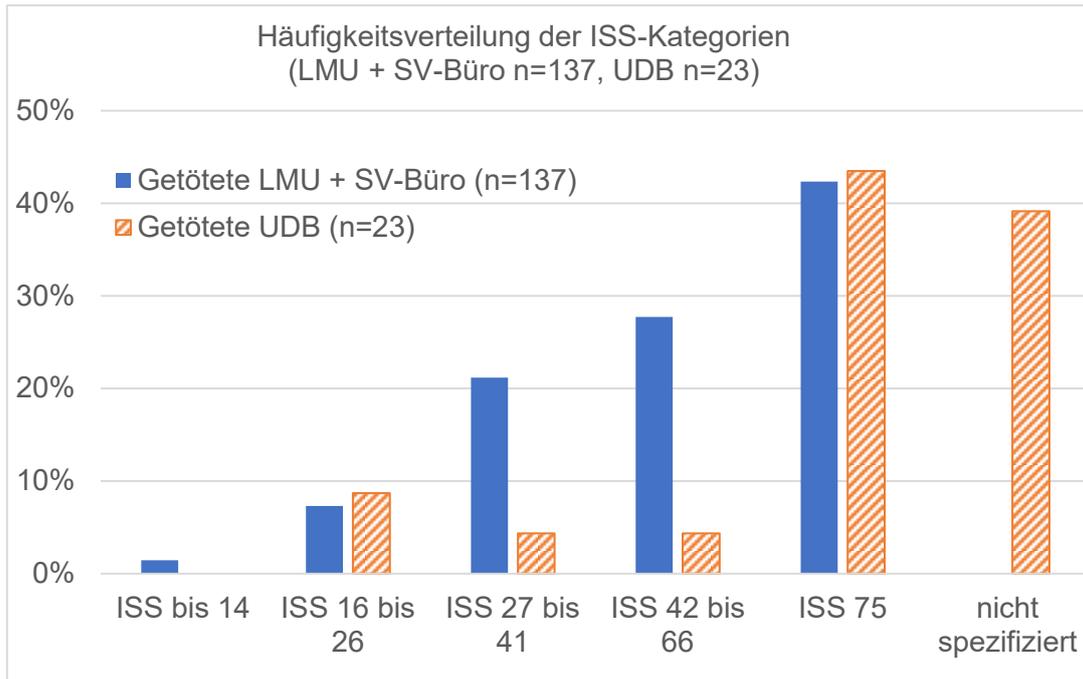


Abbildung 11: Häufigkeitsverteilung der ISS-Kategorien (LMU + SV-Büro n=137, UDB n=23)

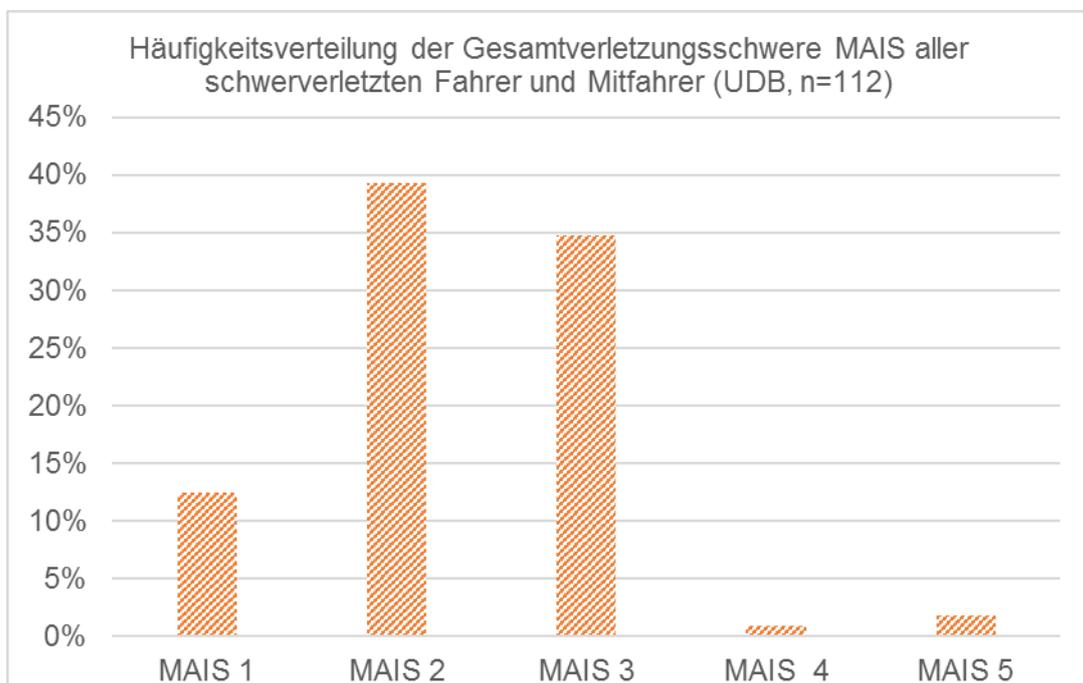


Abbildung 12: Häufigkeitsverteilung der Gesamtverletzungsschwere MAIS aller schwerverletzten Fahrer und Mitfahrer (UDB, n=112)

Versucht man, die am häufigsten betroffenen Körperregionen einzugrenzen, so lässt sich dies zunächst anhand der Häufigkeitsverteilung der am MAIS beteiligten Körperregionen bei den am Institut für

Rechtsmedizin obduzierten Motorradfahrern darstellen (Abbildung 13). Es wird deutlich, dass der Kopf und der Thorax besonders häufig die schwerstverletzten Körperregionen darstellen. Der Hals und die unteren Extremitäten folgen mit deutlichem Abstand.

Dies liegt insbesondere in der Natur der AIS-Kodierung sowie dem menschlichen Körper bedingt. Schwerste und tödliche Verletzungen treten häufig in Zusammenhang mit der Schädigung des zentralen Nervensystems oder der Blut- bzw. Sauerstoffversorgung auf. Die hierfür maßgeblichen Regionen befinden sich im Kopf (Gehirn) und im Thorax (Herz, Lunge). Für die Ermittlung einer Reihenfolge von im Rahmen dieses Projekts zu adressierenden Körperregionen ist diese Limitation entsprechend zu berücksichtigen, zumal das Themengebiet Kopfverletzungen / Helm hier explizit nicht betrachtet werden soll.

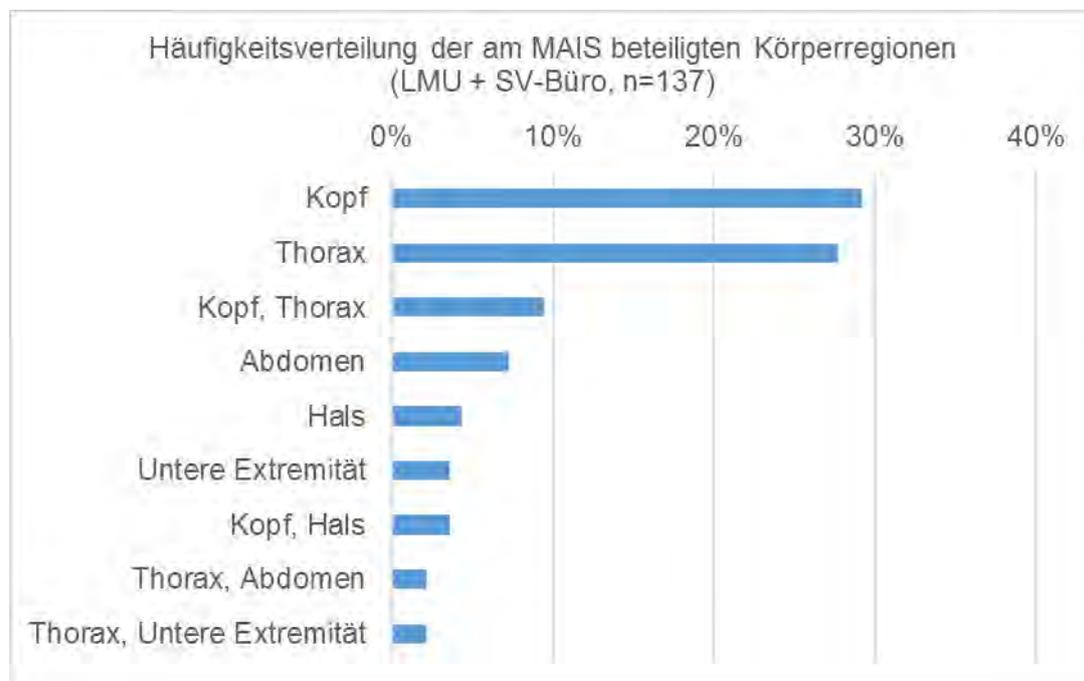


Abbildung 13: Häufigkeitsverteilung der am MAIS beteiligten Körperregionen (LMU + SV-Büro, n=137)

Stellt man für das Fallkollektiv der LMU und des SV-Büros den Anteil der Personen dar, die in der jeweiligen Körperregion mindestens eine schwere Verletzung (AIS 3+) erlitten haben (Abbildung 14), so wird deutlich, dass mit ca. 94% fast alle der verunglückten Motorradfahrer eine schwere Verletzung im Thoraxbereich aufwiesen. Zudem erlitten etwa 48% der Motorradfahrer schwerste Verletzungen im Bereich des Abdomens.

Nach dem Kopf folgen mit ca. 55% die unteren Extremitäten. Etwa ein Drittel der verunglückten Motorradaufsassen wies MAIS 3+ Verletzungen im

Bereich des Halses auf. Die übrigen Körperregionen weisen einen deutlich geringeren Anteil auf.

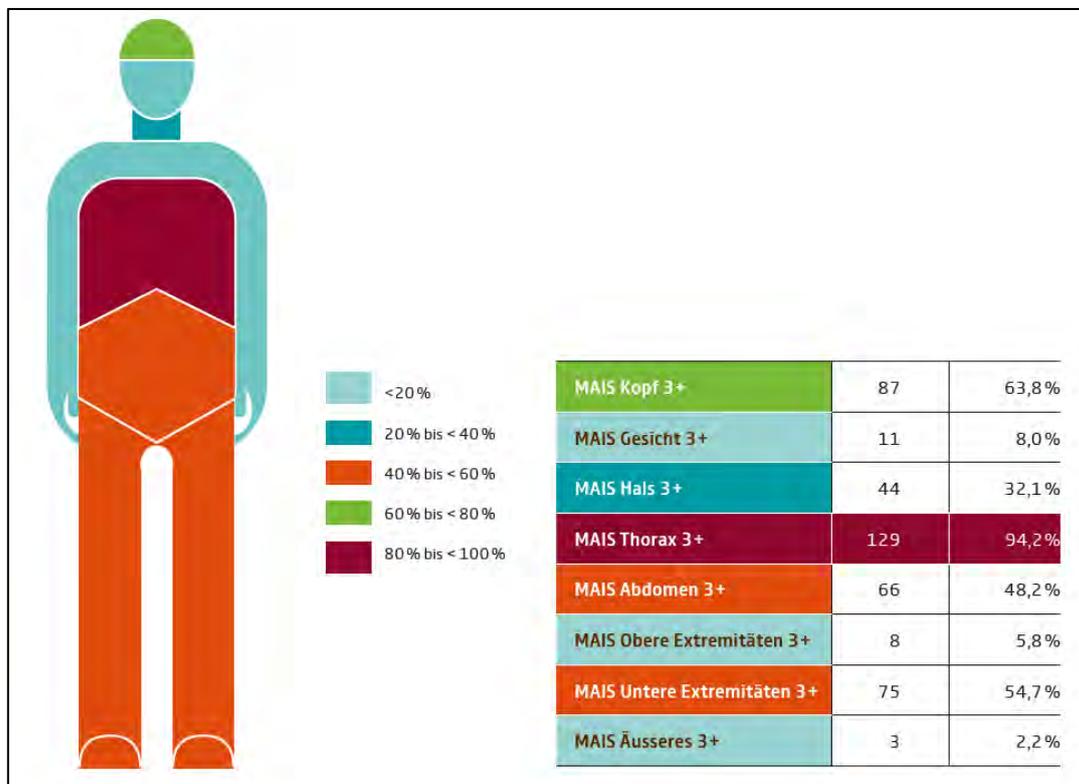


Abbildung 14: Anteil der Personen, die in der jeweiligen Körperregion mindestens eine schwere Verletzung (AIS 3+) erlitten hatten (LMU und SV-Büro, n=137)

Diese Verteilung liefert bereits deutliche Hinweise darauf, dass der Thorax bei verunfallten Motorradfahrern von sehr großer Relevanz ist. Dies deckt sich auch mit anderen Studien, die Motorradunfälle analysierten (COST 2001, MAIDS 2009, MOSAFIM 2013).

Bei zusätzlicher Betrachtung von etwas leichteren Verletzungen (AIS 2+) in Tabelle 1, die die Reihenfolge von Verletzungen der Körperregionen auf Struktur- sowie auf Organebene im Fallkollektiv LMU + SV-Büro zeigt, wird deutlich, dass am häufigsten die Thoraxorgane und der knöcherne Brustkorb verletzt sind.

Insbesondere der Hämatothorax (Bluterguss in der Brusthöhle) sowie Verletzungen an den Rippen sind besonders häufig. Verletzungen an der thorakalen Aorta treten bei etwa einem Drittel der verunfallten Motorradfahrer auf. Verletzungen im Thoraxbereich mit einer Häufigkeit von unter 15% sind in der Tabelle nicht mehr aufgeführt.

AIS 2+ Verletzungen an den Bauchorganen treten bei ca. 75% der verunfallten Motorradfahrer auf. Hierbei führend ist eine Verletzung der Leber.

Frakturen an den unteren Extremitäten lagen bei etwa 62% der AIS 2+ verletzten Motorradfahrern vor. Führend sind hierbei die Beckenringfraktur sowie eine Fraktur am Femur.

Tabelle 1: Reihenfolge von AIS 2+ Verletzungen in Kombination mit verletzten Organen (LMU + SV-Büro, n=137)

AIS2+ Verletzungen		Häufigkeit	Anteil [%] (100% = 137)
Thoraxorgane		122	89 %
Brustkorb		107	78 %
Thoraxgefäße		59	43 %
	Hämatothorax	109	80 %
	Brustkorb, Rippen	104	76 %
	Lunge	98	72 %
	Sternum	56	41 %
	Aorta, thorakal	45	33 %
	Herzbeutel	43	31 %
	BWS Fraktur oder Bandscheibe	38	28 %
	Herz	21	15 %
	...		
Bauchorgane		102	75 %
	Leber	76	56 %
	Milz	57	42 %
	Nieren	44	32 %
Gehirn		95	69 %
	Cerebrum	91	66 %
	Cerebellum	55	40 %
	Hirnstamm	51	37 %
Untere Extremitäten Frakturen		85	62 %
	Beckenfraktur	53	39 %
	Beckenringfraktur	51	37 %
	Acetabulum Fraktur	3	2 %
	Femurverletzung	50	37 %
	Distale Femur Fraktur	20	15 %
	Femur Schaft Fraktur	15	11 %
	Femur Fraktur nfs	12	9 %
	Proximale Femur Fraktur	6	4 %
Obere Extremitäten Frakturen		81	59 %
Wirbelsäulenfraktur		76	56 %

Rückenmarksläsion		26	19 %
	HWS Fraktur	39	29 %
	HWS Rückenmarksverletzung	16	12 %
Schädelknochen		42	31 %
	Schädelbasisfraktur	39	29 %

Ergänzend zum Fallkollektiv der am Institut für Rechtsmedizin obduzierten Motorradfahrer wurde das Fallkollektiv der UDB hinsichtlich der Verletzungen analysiert.

Betrachtet man zunächst den Anteil der getöteten Personen, die in der jeweiligen Körperregion mindestens eine schwere Verletzung (AIS 3+) erlitten hatten (Abbildung 15), so wird deutlich, dass sowohl der Thorax- wie auch der Abdomenbereich besonders häufig verletzt sind. Dies deckt sich mit den Ergebnissen der Schwerverletzten Motorradfahrer aus dem Datenmaterial von LMU und SV-Büro. Verletzungen an den übrigen Körperregionen sind abgesehen von Kopf und Halswirbelsäule von deutlich untergeordneter Relevanz.

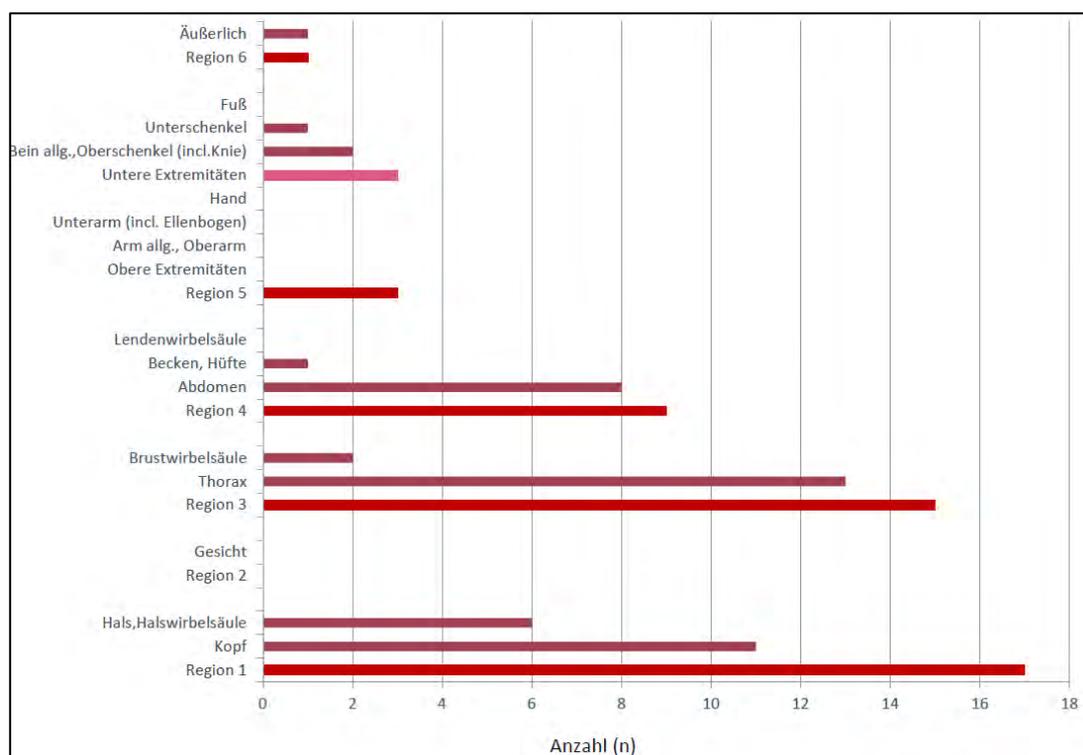


Abbildung 15: Anteil der getöteten Personen, die in der jeweiligen Körperregion mindestens eine schwere Verletzung (AIS 3+) erlitten hatten (UDB, n=45)

Bei den schwerverletzten Personen in der UDB, welche mindestens eine schwere Verletzung (AIS 3+) erlitten haben, zeigt sich ein etwas abweichendes Bild. Hier sind Verletzungen an den unteren Extremitäten ebenso häufig wie Verletzungen am Thorax (Abbildung 16).

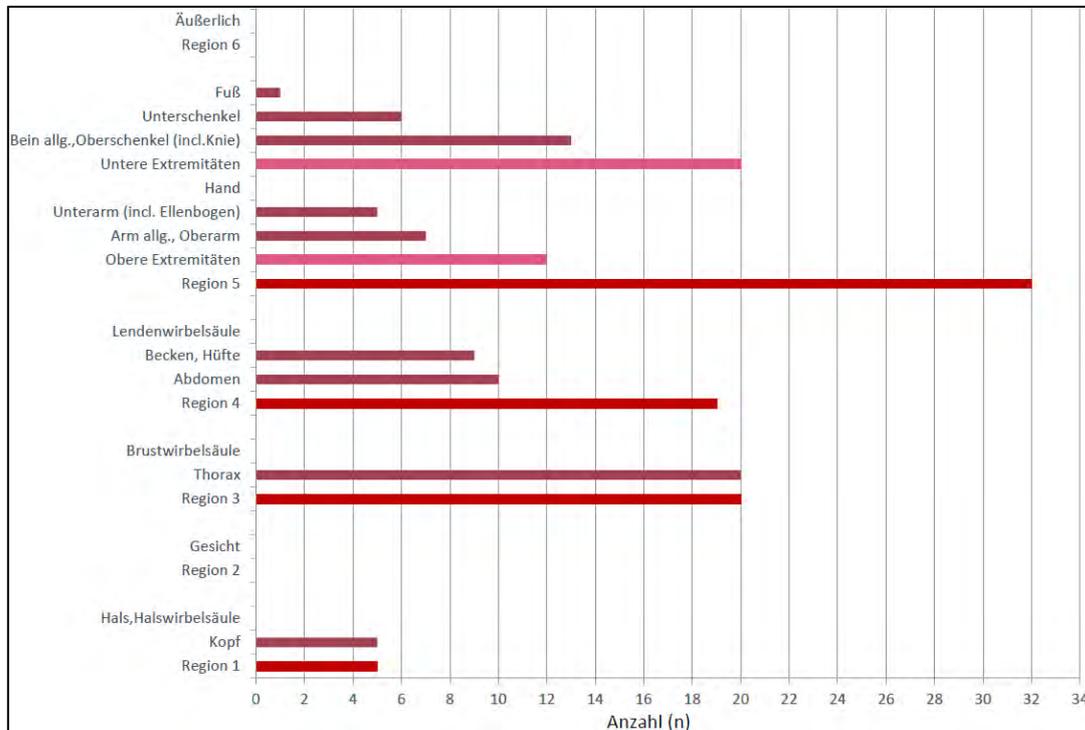


Abbildung 16: Anteil der schwerverletzten Personen, die in der jeweiligen Körperregion mindestens eine schwere Verletzung (AIS 3+) erlitten hatten (UDB, n=76)

Stellt man ergänzend die Körperregion des höchsten AIS-Wertes bei eher leicht verletzten (AIS 2) Motorradfahrer aus der UDB dar (Abbildung 17), gewinnen die unteren Extremitäten, allen voran der Unterschenkel, nochmals an Relevanz.

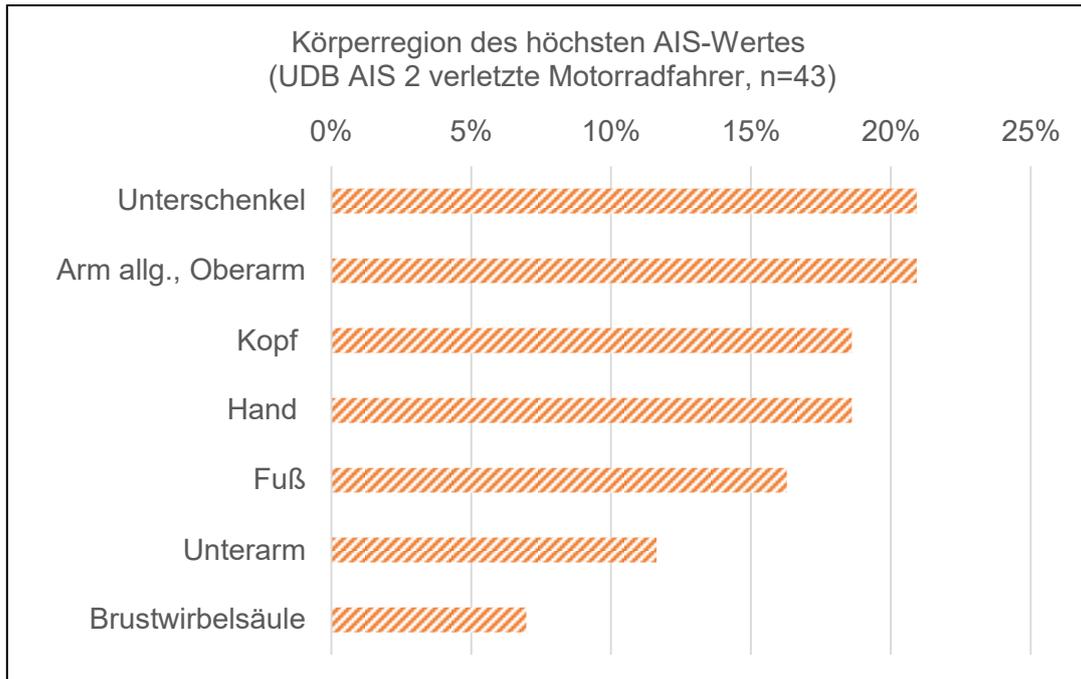


Abbildung 17: Körperregion des höchsten AIS-Wert (UDB AIS 2 verletzte Motorradfahrer, n=43)

Dies deckt sich mit in der Literatur durchgeführten Analysen leichter Motorradunfälle. So ist z.B. der MAIDS-Studie zu entnehmen, dass ca. 32% der verunfallten Motorradfahrer mit Verletzungen AIS 1+ Verletzungen an den unteren Extremitäten aufwiesen. Dies stellt die am häufigsten verletzte Körperregion dar und wird gefolgt von den oberen Extremitäten (ca. 24%) (MAIDS 2009).

In der Dissertation von Malczyk (2010) zeigte sich, dass ca. 71% der AIS 1+ verletzten Motorradfahrer Frakturen der unteren Extremitäten aufwiesen. Etwa 36% wiesen eine Femurfraktur auf, 29% eine Tibia-/ Fibulafraktur.

Fasst man die durch die Analyse der Verletzungen gewonnene Erkenntnisse zusammen, so ist auszuführen, dass der Thorax insbesondere bei schwereren und tödlichen Unfällen die mit Abstand relevanteste und sehr häufig auch am schwersten verletzte Körperregion darstellt. Die Reihenfolge der betroffenen Körperregionen in beiden Getötetenkollektiven (LMU und UDB) ist vergleichbar, hier folgen die Körperregionen Abdomen, Hals und untere Extremitäten. Der Kopf ist ebenfalls häufig betroffen, wird im vorliegenden Projekt aber nicht weiter adressiert. Mit dem Kopfschutz von Motorradfahrern haben sich bereits einige Studien (u.a. COST 2001, MAIDS 2009) ausführlich auseinandergesetzt.

Bei den schwerstverletzten (MAIS 3+) Personen der UDB zeigt sich im Vergleich zu den Getötetenkollektiven ein etwas abweichendes Bild. Hier

folgt auf den Thorax der Oberschenkel auf Platz 2, gefolgt von Abdomen und Becken.

Bei der Betrachtung von AIS 2+ Verletzungen auf Organebene im Fallkollektiv der am Institut für Rechtsmedizin obduzierten Motorradfahrer wird deutlich, dass zudem Verletzungen an den unteren Extremitäten eine deutliche Relevanz aufweisen. Diese sind dabei besonders häufig am Becken oder Femur lokalisiert.

Auch bei Analyse der AIS 2 verletzten Motorradfahrer der UDB konnte herausgearbeitet werden, dass die verunfallten Motorradfahrer häufig Verletzungen an den unteren Extremitäten und hier insbesondere der Unterschenkel aufweisen. Dies deckt sich auch mit der Literatur zu leicht verletzten Motorradfahrern (MAIDS 2009, Malczyk 2010, Schmucker et al. 2008).

Basierend auf den Ergebnissen wird die Reihenfolge der im weiteren Projektverlauf zu betrachtenden Körperregionen vorläufig wie folgt festgelegt:

1. Thorax
2. untere Extremitäten (primär Oberschenkel)

2 Sturz/Anprallszenarien

2.1 Vorgehen Kinematikkodierung Daten LMU und SV-Büro

Die vorliegenden Unfälle der LMU und des Sachverständigenbüros wurden einer Kinematikanalyse unterzogen. Dabei waren insbesondere die Anprallgeschwindigkeit des Motorradfahrers sowie die Eigenschaften des Anprallobjekts (u.a. Geometrie und Steifigkeit) für die zu erwartende Krafteinleitung auf den Motorradfahrer von Interesse.

Bei Zweiradunfällen handelt es sich in der Regel um relativ komplexe Unfallgeschehen, die hinsichtlich der Rekonstruktion oft mit nicht auszuschließenden Unsicherheiten behaftet sind. Insbesondere der Anprall des Motorradfahrers (oft an mehrere Objekte) ist schwierig zu beschreiben, was auch aus der Literatur ersichtlich wird (COST 2001, MAIDS 2009).

Um dennoch ohne eine sehr zeitaufwendige und detaillierte Rekonstruktion aller Unfälle die Anprallparameter des Motorradfahrers im Unfallablauf eingrenzen zu können, wurden die 131 tödlichen Unfälle einer vereinfachten Kinematikkodierung unterzogen. Diese Klassifizierung soll eine spätere Gruppierung und Identifikation von besonders häufigen und relevanten Anprallparametern ermöglichen, welche dann im Detail u.a. mittels Simulationen betrachtet werden.

Im Vorfeld der Kodierung der Kinematik wurden die Fälle zudem in die Kinematikgruppen nach Otte bzw. UDB eingeteilt. Anschließend wurden für jeden Fall die verfügbaren technischen und medizinischen Unterlagen gesichtet und darauf aufbauend der mögliche Unfallablauf samt stoßmechanischer Anprallparameter beschrieben. Dazu wurden überschlägige Berechnungen angestellt und - soweit dies möglich war - die Verletzungen gewissen Kontaktobjekten zugeordnet.

2.1.1 Unterteilung in separate Anprallgeschehen

Aufgrund des oft komplexen Unfallgeschehens ist davon auszugehen, dass je nach Szenario eine verschiedene Abfolge von diversen Anprallgeschehen auf den Aufsassen einwirken kann. Für jeden Unfall wurden alle vorherrschenden Anprallsituationen separat kodiert. Im vorliegenden Unfallkollektiv wurden maximal vier Anprallsituationen erreicht.

Kommt es beispielsweise zu einem Anprall, bei welchem der Motorradfahrer bedingt durch eine Kollision mit einem die Fahrlinie schneidenden Pkw im Erstgeschehen frontal mit der Fahrzeugfront und nachfolgend mit der Windschutzscheibe oder Dachkante erfasst wird, so stellt dies die Anprallsituationen 1 und 2 dar. Kommt es in der Auslaufphase zu einem Auftreffen auf den Untergrund und noch rutschenderweise zu einem letzten Kontakt mit einem Pfosten, so stellen diese Szenarien die Anprallsituationen 3 und 4 dar. Würde man von einer Kollision eines Motorradfahrers mit der Seite eines querenden Pkws und nur geringer Auslaufbewegung ausgehen, so wäre die Kollision mit dem Pkw als Anstoßgeschehen 1 und die Kollision mit der Fahrbahn als Anstoßgeschehen 2 zu kodieren. Jedes Anprallgeschehen wird getrennt voneinander mit denselben Parametern erfasst und in chronologischer Abfolge des Unfalls aufgenommen.

2.1.2 Ermittlung des verletzungsmechanisch relevantesten Anpralls

Eine Aussage, welches Anstoßgeschehen tatsächlich als das verletzungstechnisch intensivste Ereignis in der Abfolge verschiedener Anstöße gewertet werden kann, hängt essentiell vom Einzelfallgeschehen ab. Hier liegen Fälle vor, bei denen sich bereits bei der ersten Betrachtung zweifelsfrei ein besonderes Anprallgeschehen adressieren lässt. Die weiteren Fälle mussten entsprechend kritisch betrachtet und diskutiert werden. Geringe Unschärfen sind hier unvermeidbar, bei einigen Fällen ist der für die Verletzungsmechanik relevante Anprall nicht mit Sicherheit zu bestimmen.

2.1.3 Aufteilung von Einzelfällen zur Reduzierung von Unschärfen

Um mögliche Unsicherheiten durch fehlende Angaben bei der Kodierung bestimmter Einzelfälle so weit wie möglich zu reduzieren, wurden diese Fälle in mehrere denkbare hypothetische Abläufe aufgeteilt, mit Faktoren versehen und mit Punkten gewichtet. Die somit auftretenden Unsicherheiten werden in den jeweiligen Teilfällen damit mit deutlich niedrigerer Gewichtung und Verteilung in die Gesamtbetrachtung mit aufgenommen und bilden damit das Fallkollektiv zuverlässiger ab.

Während ein konkreter Fall mit klarem Ablauf der einzelnen Anprallszenarien nicht aufgeteilt wird, kann ein Fall mit mehreren denkbaren Varianten, z.B. hinsichtlich der Anprallobjekte oder des zeitlichen Ablaufs in 2 oder im vorliegenden Fallkollektiv maximal 3 sog.

„Teilfälle“ differenziert und entsprechend mit Teilfaktoren gewichtet werden. So war es beispielsweise nicht immer möglich zu bestimmen, ob bei nach einem Primäranprall gegen einen Pkw bei der Abwurfbewegung anschließend zuerst ein Anprall auf die Fahrbahn und dann gegen einen Baum oder zuerst noch in der Flugphase gegen den Baum und dann auf die Fahrbahn erfolgte.

Für die Auswertung wurden die einzelnen Anprallsituationen mit dem gemeinsamen Nenner (6) multipliziert. Die Kinematik einer verunfallten Person mit theoretisch 4 möglichen Anprallsituationen wird demnach mit 24 gewichteten Anprallsituationen beschrieben. Bei 137 beteiligten Aufsassen bedeutet dies theoretisch mögliche 3288 gewichtete Anprallsituationen.

2.1.4 Eingrenzung der zu erwartenden Qualität der Anprallparameter

Anhand der vorliegenden Datenqualität sowie der zu erwartenden Genauigkeit der ermittelten Anprallparameter wurde die Qualität der einzelnen Anprallgeschehen in drei Kategorien (grün, gelb, rot) eingeteilt. Dies stellt für spätere Betrachtungen und für die Auswahl von detaillierter zu rekonstruieren Einzelfällen eine Orientierungshilfe dar. Zudem wurde für den gesamten Unfallablauf basierend auf dem am schlechtesten bewerteten Einzelanprall eine Gesamtqualität vergeben.

2.1.5 Klassifizierung der Anprallobjekte

Die vom Motorradfahrer im Anstoßgeschehen kontaktierten Objekte wurden vorerst grob klassifiziert. Hierbei wurde fahrende Objekte entsprechend der Fahrzeugart und ortsfeste Objekte in möglichst engen Klassen wie beispielsweise Leitschiene, Pfosten, Baum, Mauer, Wiese, Straße etc. eingeteilt. Auch Körper-Körper-Kontakte wurden als eigene Kategorie miteingeführt, welche maßgeblich in zwei möglichen Kollisionsszenarien relevant sind. Zum einen ergibt sich der Fall eines harten Körper-Körper-Kontaktes bei einer nicht unwesentlichen Anzahl an Kollisionen, bei denen zwei Motorradfahrer im Begegnungsverkehr miteinander kollidieren. Zum anderen spielen Körper-Körper-Kontakte zwischen dem Sozium und dem Fahrer im Kollisionsgeschehen eine Rolle. Auch Kollisionen mit Fußgängern und Radfahrern sind möglich, wobei diese Fallzahlen eher gering sind.

Eingrenzung der Objektsteifigkeiten in den Kontaktzonen

Die Objektsteifigkeiten der Kontaktflächen spielen eine wichtige Rolle. Je höher die strukturelle Steifigkeit des Kontaktobjektes ist, umso weniger Energie wird durch Deformation absorbiert. Dies führt zu einer deutlich größeren Energieaufnahme am Motorradfahrer. Durch die ausbleibende Deformation kommt es zudem meist zu deutlich höheren Spannungen an den Oberflächen und punktuelleren Kräfteinleitungen. Passt sich das Kontaktobjekt mit niedrigerer Steifigkeit teilelastisch der Oberflächenform des kontaktierenden Körperteils an, resultiert dies in einer flächigeren Anstoßkräfteinleitung und folglich geringeren Belastungen.

Zur Klassifizierung wurde folgendes Schema in Tabelle 2 verwendet, welches sich nach mehrfachen Versuchen und Abschätzungen der Steifigkeiten als praktikabel und ausreichend genau ergab.

Tabelle 2: Einteilung der Kontaktobjekte in Steifigkeitsklassen

Klasse	Beschreibung
0	Vernachlässigbare Steifigkeit, möglicherweise ein nachgiebiges, leicht durchdringbares Objekt wie beispielsweise eine Plane etc.
1	Hochelastischer Kontaktpartner, wie beispielsweise ein teilelastischer Stoßfänger ohne signifikante/deformierte Unterbaustruktur
2	Niedrige Steifigkeit bei Flächen mit weit auseinanderliegenden Abstützungspunkten und ausreichend Deformationsraum wie beispielsweise ein Türblatt einer Fahrtüre ohne Seitenanprallschutz, nicht im Bereich einer Sicke oder Sichtkante
3	Mittlere Steifigkeit bei Flächen mit Blechdoppelungen oder „beruhigten Strukturen“ ähnlich einer Motorhaube oder ohne Beruhigungsstruktur im Bereich einer Sicke/Sichtkante
4	Höhere Steifigkeit bei Flächen mit Unterbaustrukturen/Seitenanprallstrukturen, ähnlich einer verstärkten Türkonstruktion
5	Hohe Steifigkeit bei Flächen mit Falzstrukturen im Scharnierbereich an Säulen, mit direkter Abstützung
6	Konstruktionsbedingt hohe Steifigkeit mit säulenartiger Verstärkung und höherfesten Stählen ähnlich einem Kniestück, Schweller, Dachkante mit Unterbau oder einem Rad mit Deformation der Radführungskomponenten
7	Maximale Steifigkeit ohne Deformation/eigener struktureller Energieaufnahme ähnlich einem massiven Stahlträger,

	Rahmenkante eines Lkw, Straße, massiver Laternenmast, Baum
66	Menschkontakt (Körper/Körper)
9999	Keine Angabe / nicht möglich / nicht bekannt

Liegen mehrere unterschiedlich steife Bauteile in der möglichen Kontaktzone, wird das Objekt der höchsten Steifigkeit für die jeweilige Klassifizierung gewählt. Meist ergibt sich in den jeweiligen Anstoßbereichen entlang der Deformationstiefe jedoch eine Kaskade von verschiedenen Steifigkeiten, sodass hier berücksichtigt werden muss, bis in welche Struktur die Eindringung tatsächlich vorlag.

Verdeutlicht man die vorliegenden Steifigkeitszonen mit Beispielbildern aus dem Fallkollektiv, so ergeben sich die folgenden Festlegungen wie in Abbildung 18 bis Abbildung 29.



Abbildung 18 :
Beispiel für Steifigkeit 1



Abbildung 19 :
Beispiel Steifigkeit 2 und 3



Abbildung 20 : Beispiel Steifigkeit 4



Abbildung 21 : Beispiel Steifigkeit 4



Abbildung 22 : Beispiel Steifigkeit 5



Abbildung 23 : Beispiel Steifigkeit 5



Abbildung 24 : Beispiel Steifigkeit 6



Abbildung 25 : Beispiel Steifigkeit 6



Abbildung 26 : Beispiel Steifigkeit 7



Abbildung 27 : Beispiel Steifigkeit 7



Objektmasse

Da die Masse des Kontaktobjektes u.a. über die Massenträgheit die Kontaktkraft und letztendlich die auf den Motorradfahrer einwirkenden Belastungen beeinflusst, wurde diese ebenfalls erhoben und gruppiert. Angesichts der infinitesimal kurzen Stoßdauer ist jedoch ab einer gewissen Grenze kaum mehr von einem steigenden bzw. veränderlichen Einfluss auszugehen. So wird es annähernd zu vernachlässigen sein, ob es sich bei der kontaktierten Fläche beispielsweise um ein Fahrzeug mit 2.000 kg oder um einen Kleinlastwagen mit 3.500 kg handelt.

Die jeweiligen Massen wurden bei Fahrzeugen im Rahmen der vorliegenden Gutachten aus Datensätzen der Zulassungsbestätigungen oder aus den Zulassungsdaten des Kraftfahrtbundesamtes ermittelt. In seltenen Fällen wurden im Rahmen technischer Untersuchungen die Fahrzeuge gewogen. Bei ortsfesten Gegenständen, u.a. massiven Masten oder insbesondere der Straße bzw. dem Untergrund wurde die Masse als unendlich hoch kodiert.

Radius des Kontaktobjekts

Der Radius des Kontaktpartners spielt für die verletzungsmechanischen Betrachtungen und die Schutzkleidung eine essentielle Rolle. So können die Anstoßkräfte beispielsweise in eher punktueller oder eher flächiger Form in den kontaktierenden Körperteil des Motorradfahrers eingeleitet werden.

Bei einer eher punktuellen Krafteinleitung ist von einer erhöhten Belastungsintensität auf den Körper bzw. die Schutzkleidung (Protektor, Airbag) auszugehen, was ein deutlich erhöhtes Verletzungsrisiko mit sich

bringt. Bei einer eher flächigen Kraffteinleitung besteht die Möglichkeit, dass die einwirkenden Kräfte in einem geringeren Verletzungsrisiko resultieren und zudem von der Schutzkleidung besser verteilt bzw. absorbiert werden können.

Die geometrische Form der Kontaktzone wurde - soweit dies aus vorliegenden Daten und Lichtbildern möglich war - mittels 2-dimensionalen und maßstäblichen Zeichnungen aus der Datenbank AUTOVIEW Crash Analyse und der VENUS-Datenbank sowie 3-dimensionalen Fahrzeugmodelle aus den Datenbanken des Analyseprogramms PC-Crash (Abbildung 30) ermittelt.



Abbildung 30 : Radienermittlung, Beispielerfassung 3D

In nachfolgender Abbildung 31 sind an einer beispielhaften 2D-Fahrzeugzeichnung beispielhafte Radien von Bauteilen an einem Pkw dargestellt.

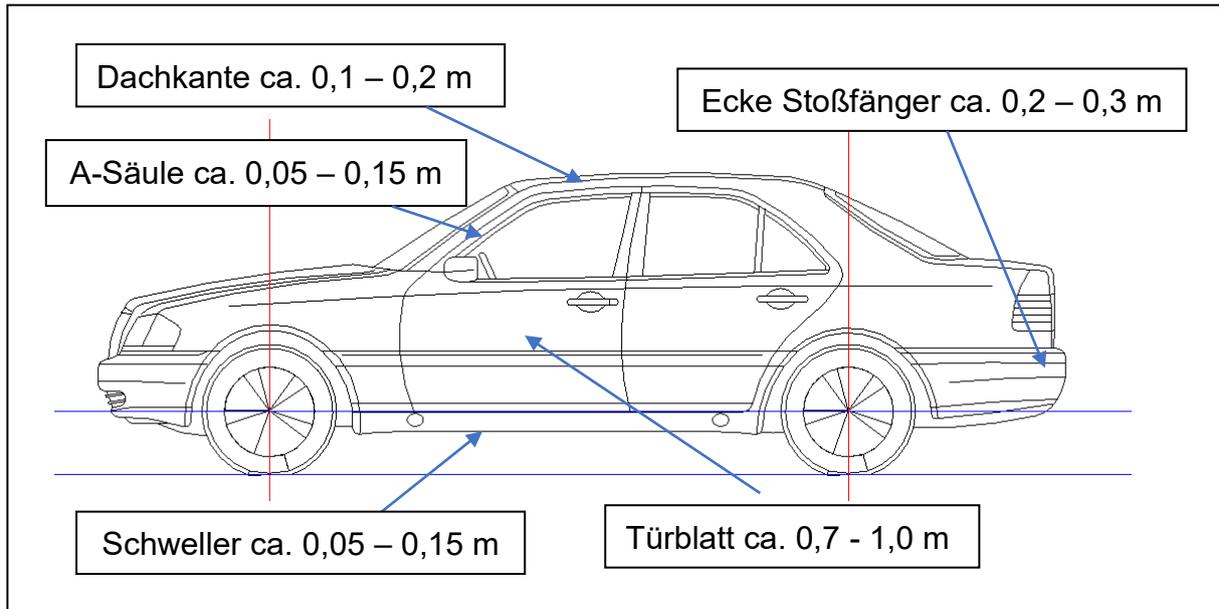


Abbildung 31: Beispielhafte Objektradien am Pkw

Es wurde der jeweils kleinste Radius in der Anprallzone gewählt. Die Anprallradien wurden zur Vermeidung nicht darstellbarer Genauigkeiten in Gruppen eingeteilt. Gänzlich ebene Flächen (z.B. Fahrbahnoberfläche) wurden mit einem entsprechenden Code beschrieben.

Als geringster Anprallradius wurde die Gruppe 0,05 m festgelegt. Darin enthalten sind u.a. auch Pfosten einer Leitschiene oder eines Verkehrsschildes. Im vorliegenden Fallkollektiv waren geringere Anprallradien nur in sehr geringer Fallzahl vorhanden, die vereinfachend dieser Gruppe zugeordnet wurden. Bepflanzung am Straßenrand (meistens Bäume) wurden häufig mit Radien zwischen 0,2 und 0,3 m belegt.

2.1.6 Stoßmechanische Anprallparameter

Die stoßmechanischen Parameter setzen sich maßgeblich aus Geschwindigkeiten des Motorradfahrers und des Anprallobjekts in horizontaler und vertikaler Ebene und den Bewegungsrichtungen und Winkeln zu den jeweiligen Ebenen zusammen. Hier wurden die Parameter teils aus den vorliegenden Simulationen (Fallkollektiv SV-Büro) entnommen oder mittels ergänzender Betrachtungen, z.B. Simulationen des Fallkollektivs der LMU eingegrenzt. Ausgewählte besonders relevante Fälle wurden für eine detaillierte Betrachtung und Überprüfung der Vorgehensweise mittels Mehrkörpersimulationen nachgebildet.

Geschwindigkeiten und dazugehörige Relativwinkel

Für die Eingrenzung der jeweiligen Geschwindigkeiten bei den einzelnen Anprallsituationen wurden sowohl die vorliegenden Berechnungen wie auch die im Rahmen der Kodierung näher eingegrenzten Auslaufbewegungen herangezogen. Es muss an dieser Stelle erwähnt werden, dass es sich hierbei teils um verhältnismäßig genau ermittelte, teils aber auch um im Rahmen der Kinematikkodierung erhobene Abschätzungen handelt. Gewisse Unsicherheiten sind somit nicht auszuschließen. Es liegt jedoch in der komplexen Natur eines Motorradunfalls, dass oft auch mit detaillierten Simulationen keine signifikant erhöhte Genauigkeit bei der Eingrenzung der Geschwindigkeiten zu erreichen ist.

Zudem wurde der Relativwinkel des Vektors der Objektgeschwindigkeit zum Vektor der Eigengeschwindigkeit des Motorradfahrers in der Horizontalebene ermittelt. Der Ursprung des Koordinatensystems wurde in den Schwerpunkt des Motorradfahrers gelegt. Anschließend wurde der Geschwindigkeitsvektor des Objekts ermittelt. Hierzu wurde festgelegt, dass eine Bewegungsrichtung des Kollisionspartners in die gleiche Richtung wie die Bewegungsrichtung des Motorradfahrers mit 0° und eine Bewegung entgegen dessen Richtung als 180° Grad im Uhrzeigersinn definiert ist. In nachfolgender Abbildung 32 wäre der Winkel beider Objektgeschwindigkeiten zueinander beispielsweise 90° .

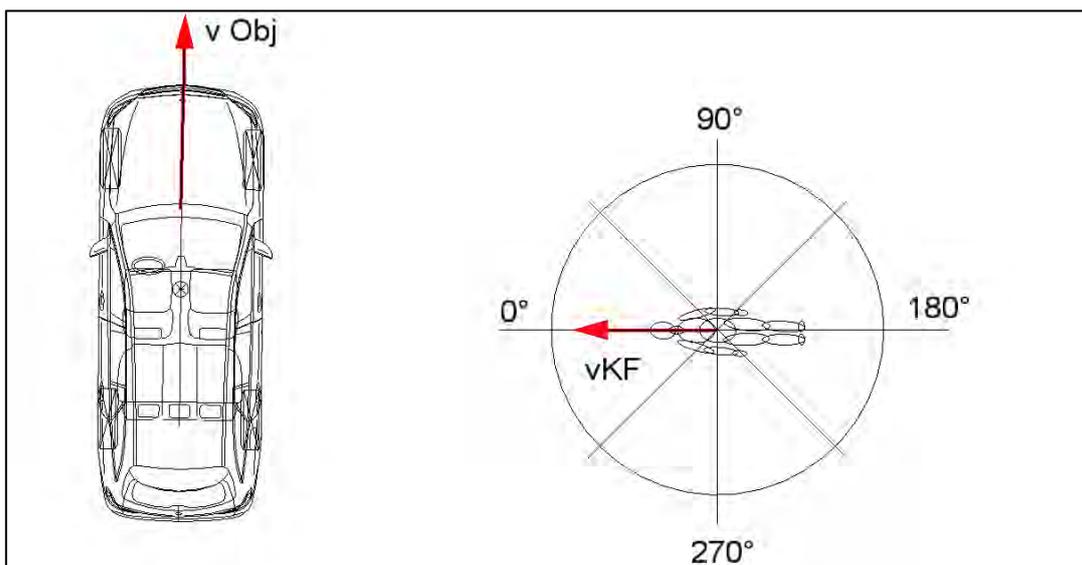


Abbildung 32 : Definition des Relativwinkels der Objektgeschwindigkeiten in der Horizontalebene am Beispiel eines in die rechte Pkw-Seite stoßenden Motorradfahrers

Weiter wurde der Winkel des Vektors der Eigengeschwindigkeit des Motorradfahrers zur Horizontalebene sowie die Horizontal- und Vertikalkomponente der Eigengeschwindigkeit des Motorradfahrers ermittelt (Abbildung 33).

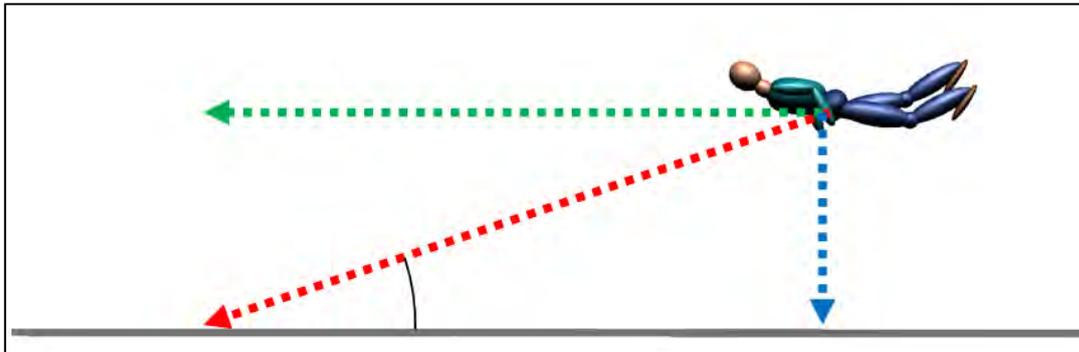
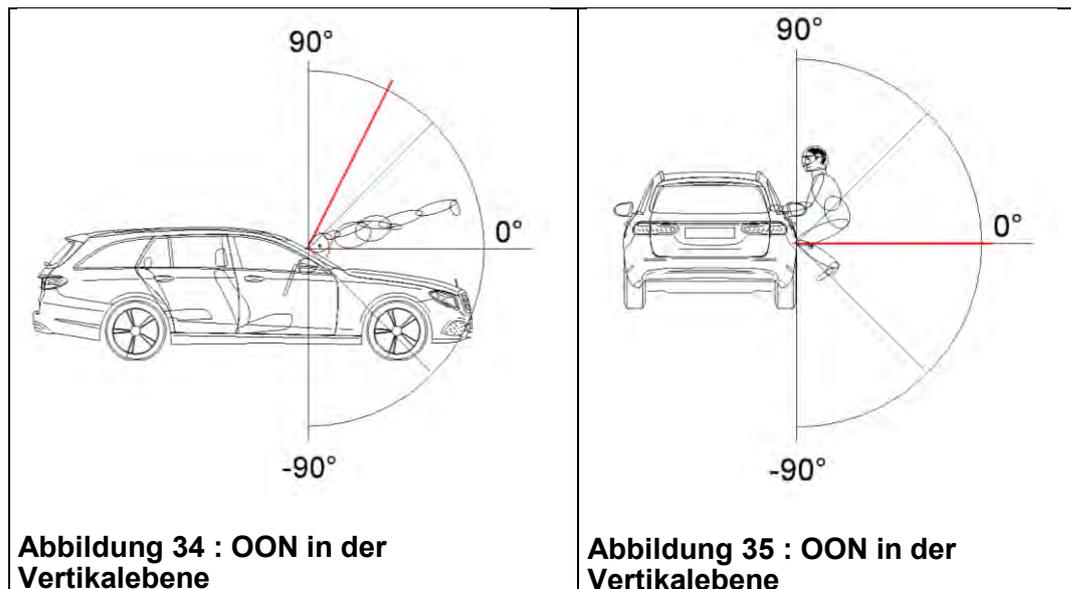


Abbildung 33 : Relativwinkel der Geschwindigkeit des Motorradfahrers zur Horizontalebene

Winkel des Motorradfahrers zur Objektoberflächennormalen

Zur weiteren Beschreibung der kinematischen Größen wurde der geometrische Parameter der Objektoberflächennormalen (OON) eingeführt. Der orthogonal zur Kontaktfläche liegende Vektor, also die Normale, beschreibt im Wesentlichen die vorherrschende Krafteinleitungsrichtung, falls man den Anstoß abseits stoßinduzierter Reibungskräfte idealisiert und vereinfacht als Impuls betrachtet. Die Lage der Objektoberflächennormale wurde in vertikaler und horizontaler Ebene definiert.

Betrachtet man zunächst die Einteilung des Relativwinkels der Objektoberflächennormalen in der Vertikalebene, so ist festzuhalten, dass dies in der jeweiligen Ebene geschieht, in der sich der Geschwindigkeitsvektor des Motorradfahrers befindet. Die in Abbildung 34 gezeigte beispielhafte Situation spiegelt einen Kontakt des Motorradfahrers bei einer Kollision mit der Windschutzscheibe des Pkws wieder. Hierbei kollidiert der Kopf mit der Windschutzscheibe. Die Lage der Objektoberflächennormalen in der Vertikalebene ergibt sich hier zu ca. 70° . Bei einer senkrecht stehenden Kontaktfläche ergibt sich die Lage der Objektoberflächennormalen zu 0° . Die entsprechende in Abbildung 35 gezeigte Situation spiegelt einen beispielhaften Beinkontakt mit dem Seitenbereich des Fahrzeuges wieder.



Weiter wurde der Relativwinkel der Objektoberflächennormalen zum Bewegungsvektor des Motorradfahrers in der Horizontalebene definiert. Analog zu den vorstehenden Ausführungen zu den Grundparametern ist die Lage ebenso im Koordinatensystem bezogen auf den Motorradfahrer einzustufen. In nachfolgender beispielhaften Abbildung 36 würde die Objektoberflächennormale in der Horizontalebene bei 180° liegen.

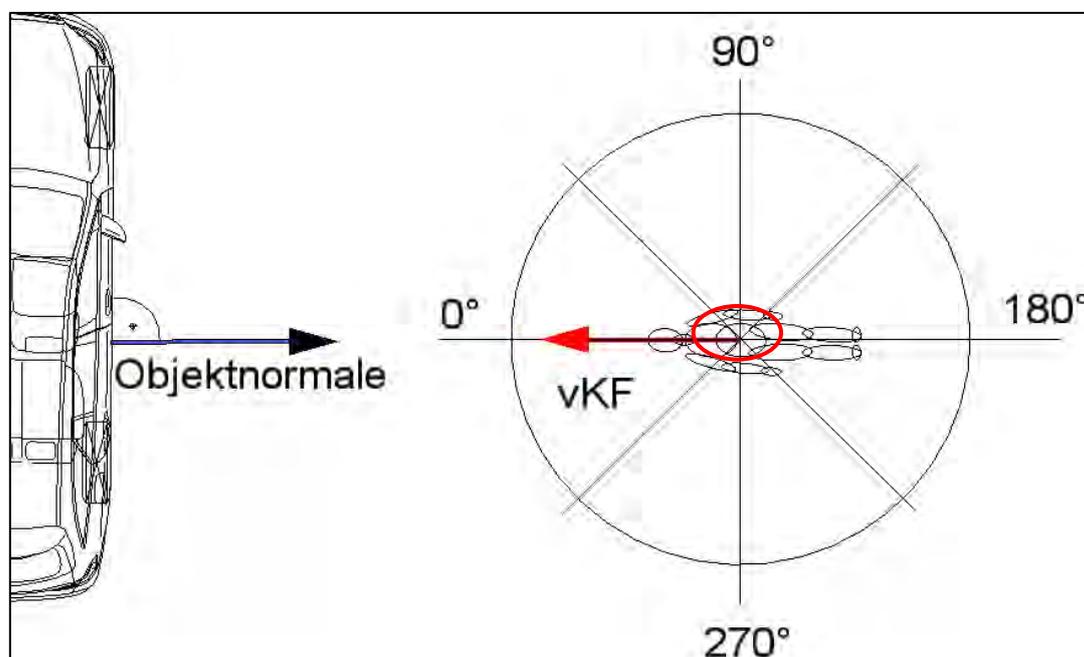


Abbildung 36 : Winkellage der Objektoberflächennormale in der Horizontalebene

Im Einzelfall gilt es, die in der Anstoßzone vorliegenden geometrischen Besonderheiten zu analysieren und die Radien auszuwerten. Je kleiner der

Radius des Kontaktobjekts, umso größer die potentielle Abweichung der Winkellage der Objektoberflächennormalen bei bereits kleinem Längs- bzw. Querversatz. Aus diesem Grunde wurde die Untergrenze für die Betrachtung der Winkellage auf einen minimalen Radius bei 0,15 m gesetzt. Bei Unterschreitung von diesem Radius wurde die Winkellage der Objektoberflächennormalen unabhängig von der Anprallrichtung auf 180° gesetzt.

Geschwindigkeitskomponenten des Motorradfahrers zur Anprallfläche

Aus der Summe der vorstehenden einzelnen Parameter wurde über eine Trigonometriefunktion die Relativgeschwindigkeit zwischen dem Motorradfahrer und der Kontaktzone in der Horizontal- und Vertikalebene berechnet, womit sich der dreidimensionale Geschwindigkeitsvektor beider Kollisionspartner zueinander zum Kontaktzeitpunkt beschreiben lässt.

In Kombination mit dem Winkel der Objektoberflächennormalen ist es somit möglich, für die jeweiligen Anprallsituationen die Geschwindigkeitskomponenten des Motorradfahrers sowohl senkrecht als auch tangential zur jeweiligen Anprallfläche zu bestimmen. Dies ermöglicht eine differenzierte verletzungsmechanische Betrachtung der jeweiligen Anprallsituationen und die spätere FEM-Simulation zur Krafteinleitung in das Menschmodell.

2.2 Ergebnisse der Kinematikanalyse

Die Analyse der Kinematik des Motorradfahrers im Unfallablauf wurde zunächst mittels einer verhältnismäßig groben Einteilung des Initialkontaktes durchgeführt. In Abbildung 37 ist hierzu die Häufigkeitsverteilung der Kinematikgruppen nach Otte für die vorliegenden Fallkollektive der LMU und UDB durchgeführt. Es wird deutlich, dass bei den tödlich verunglückten (LMU + SV-Büro) und schwerverletzten Motorradfahrern (UDB MAIS 3+) eine annähernd vergleichbare Verteilung vorliegt. Es führt der „Anprall und Sitzenbleiben“ mit jeweils etwas über 30%, gefolgt vom Sturz mit ca. 20 %. Beim Alleinunfall führt der „Sturz vor dem Unfall - Krad während Unfall rutschend - Aufprall auf Hindernis neben der Fahrbahn“ (A1). Unfälle mit „freiem Flug“, „abrutschen“ und „aufschöpfen“ sind in allen Fallkollektiven sehr selten bzw. nicht existent. Bei den MAIS 2 verletzten Motorradfahrern der UDB zeigt sich eine zu den anderen Kollektiven etwas überhöhte Häufigkeit der Kinematikgruppe VI („Anprall und Sitzenbleiben“).

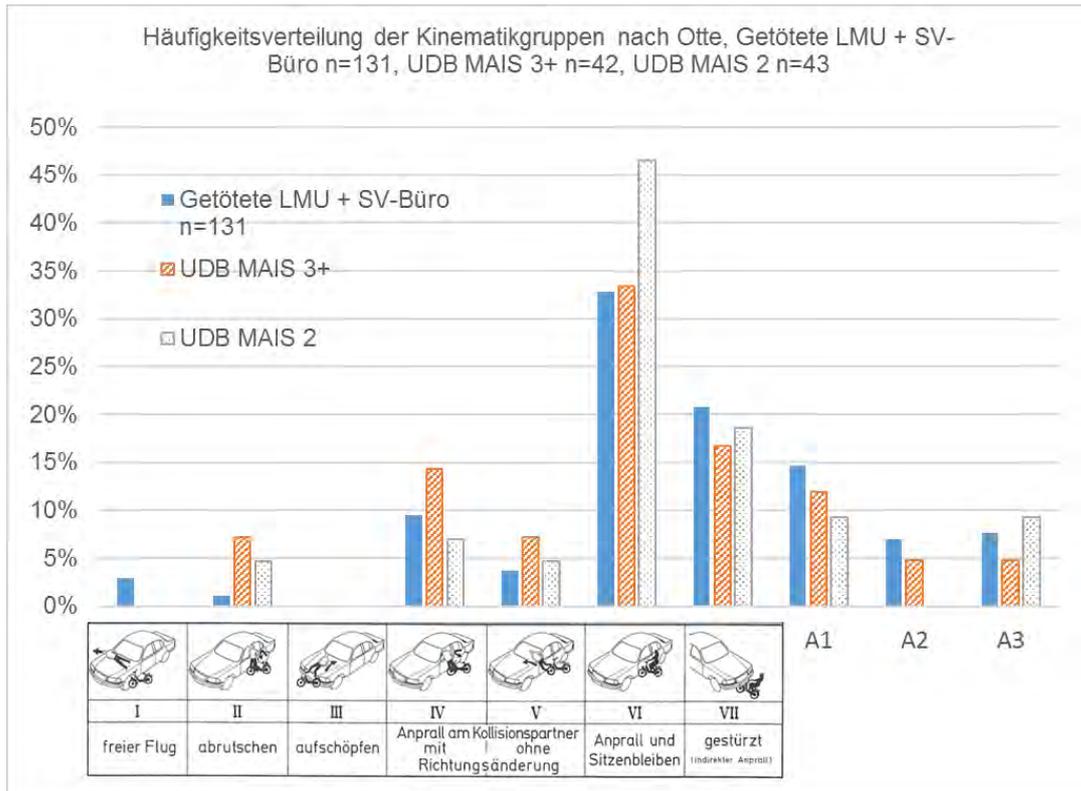


Abbildung 37: Häufigkeitsverteilung der Kinematikgruppen nach Otte (Getötete LMU + SV-Büro n=131, UDB MAIS 3+ n=42, UDB MAIS 2 n=43)

Wie bereits erläutert, wurden die Fallkollektive mit den an der LMU obduzierten Motorradfahrern einer erweiterten Kinematikcodierung unterzogen (siehe 2.1). Pro Unfall wurden dabei im Schnitt ca. 2,5 Anprallsituationen (min. 1, max. 4) kodiert. Dies bedeutet, dass Motorradfahrer im Unfallablauf häufig mindestens zwei Anstöße (z.B. Verkehrsteilnehmer / Objekt und Straße / Untergrund) haben. Der in Hinblick auf die zu erwartenden Belastungen auf den Motorradfahrer relevanteste Anstoß war gleichermaßen häufig der Erst- oder Folgekontakt (jeweils ca. 44%), in seltenen Fällen auch der dritte Anprall.

In der großen Mehrzahl der Fälle (85%) war es möglich, die Kinematik des Motorradfahrers im Unfallablauf bzw. die chronologische Abfolge der Anprallsituationen eindeutig - sprich ohne Aufteilung - zu bestimmen. Ca. 50% aller Unfälle wurden mit einer Gesamtqualität „grün“ kodiert. Dies bedeutet, dass die Randparameter aller Anprallgeschehen mit verhältnismäßig geringer Bandbreite einzugrenzen waren. Weitere 35% wurden mit „orange“ bewertet, was etwas größere Unsicherheiten bedeutet. In ca. 15% aller Fälle war mindestens ein Anprallszenario nicht sinnvoll einzugrenzen oder mit äußerst hohen Krafteinleitungen auf den Motorradfahrer behaftet, diese wurden mit „rot“ kodiert. Hierunter fallen insbesondere Unfälle, bei denen es zu einem Überrollvorgang des

Motorradfahrers kam. Das als „Überrollvorgang“ gekennzeichnete Anprallszenario im Unfallablauf wurde für die folgenden Auswertungen nicht berücksichtigt.

Auch mit der vorliegenden umfassenden technischen und medizinischen Dokumentation war eine Zuordnung von Verletzungen zu einer spezifischen Anprallsituation im Unfallablauf im Rahmen dieser Kinematikkodierung oft schwierig bis unmöglich. Dieser Weg wurde hier nicht weiter verfolgt. Dies kann in zukünftigen Betrachtungen - wenn überhaupt - nur mit detaillierten weiteren Betrachtungen und Simulationen erfolgen.

2.2.1 Fallkollektiv Thorax AIS 2+

Aus der durchgeführten Verletzungsanalyse ergab sich als primär relevanter Körperbereich für die weiteren Betrachtungen im Rahmen dieses Projekts der Thorax.

Für die Analyse der Anprallparameter der Motorradfahrer wurde entsprechend zunächst das Fallkollektiv auf die Fälle eingegrenzt, in denen der Aufsass eine Verletzungsschwere von AIS 2+ im Thoraxbereich aufwies. Dies waren 131 Personen.

Insgesamt 3144 gewichtete Kinematiksituationen wurden für diese Personen erstellt (siehe 2.1.3). Je nachdem, welche Situationen zutreffen, werden die folgenden Prozentwerte jeweils bezogen auf die jeweils gültige Anzahl an Situationen berechnet.

Die Steifigkeit der Anprallobjekte, die in Gruppen eingeteilten Massen und die jeweiligen gruppierten Radien werden in Abbildung 38 bis Abbildung 40 gezeigt.

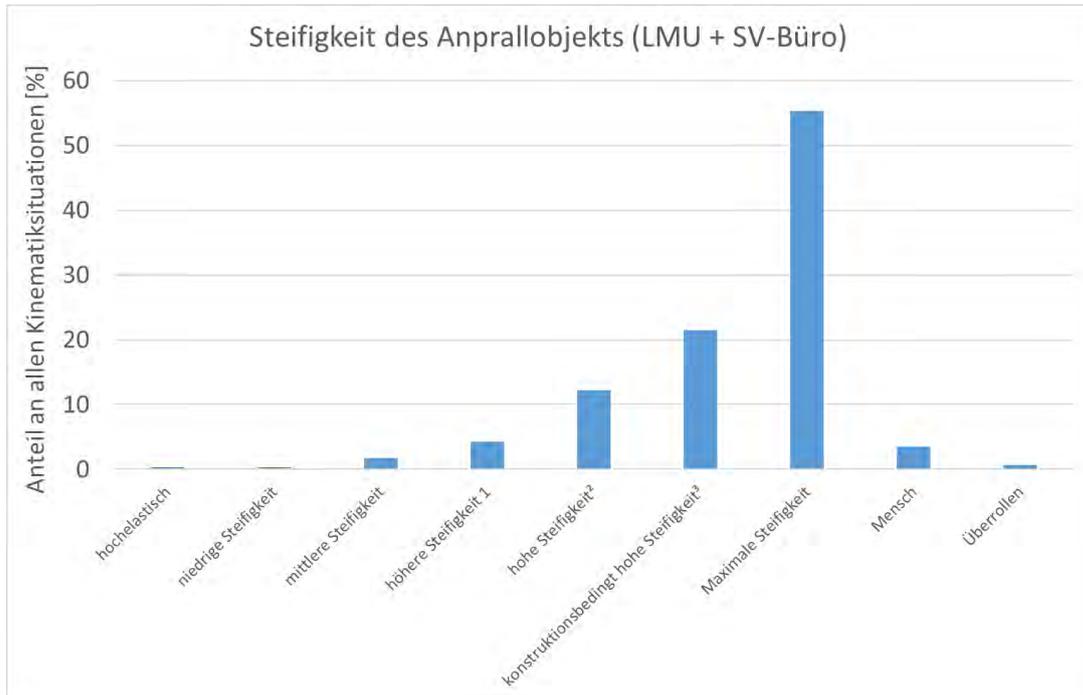


Abbildung 38: Steifigkeit des Anprallobjekts (Fallkollektiv Thorax AIS 2+, n=1688 Anprallsituationen)

¹höhere Steifigkeit bei Flächen mit Unterbaustrukturen/Seitenanprallschutzstrukturen

²hohe Steifigkeit bei Flächen mit Falzstrukturen im Scharnierbereich an Säulen

³konstruktionsbedingt hohe Steifigkeit mit säulenartiger Verstärkung und höherfesten Stählen

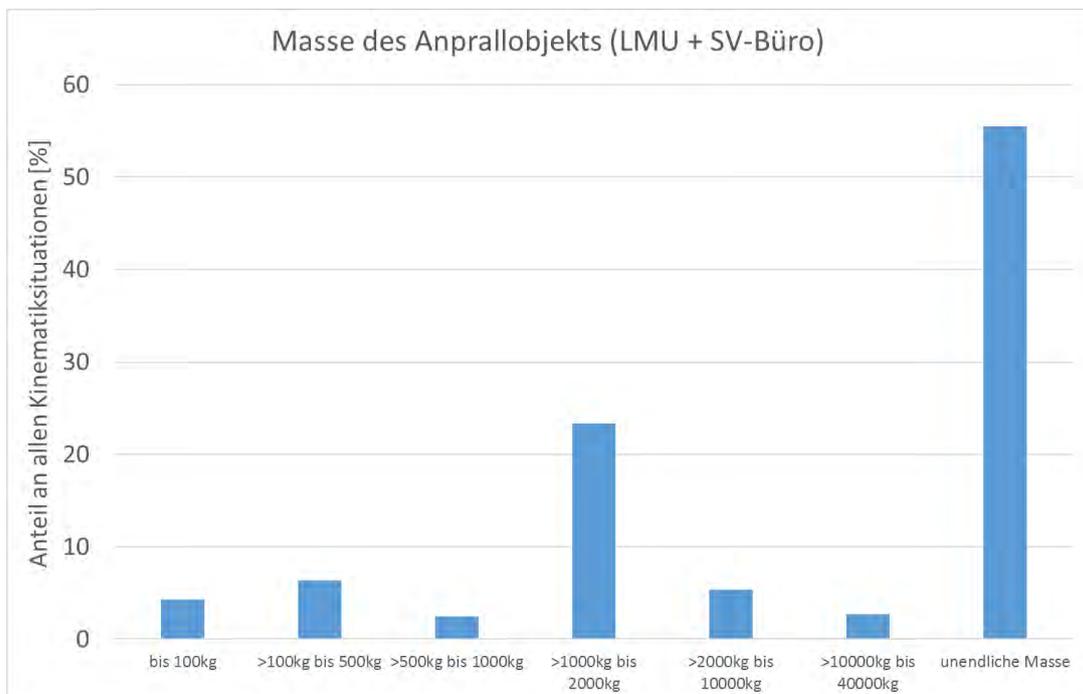
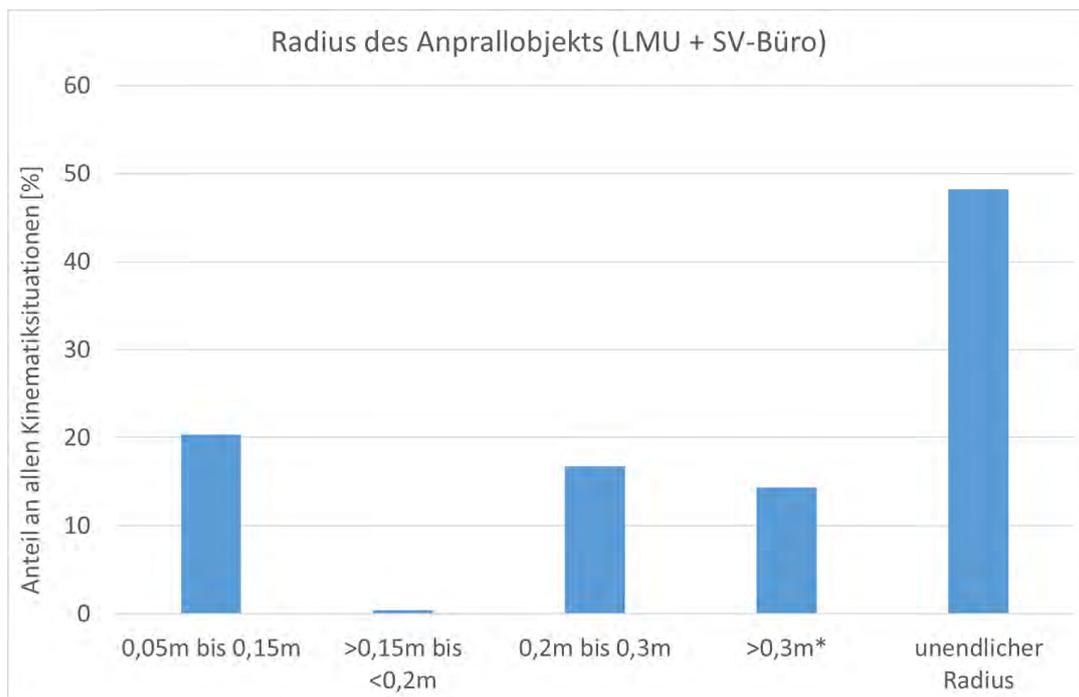


Abbildung 39: Masse des Anprallobjekts (Fallkollektiv Thorax AIS 2+, n=1682 Anprallsituationen)



*maximal 10m Radius im Fallkollektiv (6mal, gewichtet)

Abbildung 40: Radius des Anprallobjekts (Fallkollektiv Thorax AIS 2+, n=1649 Anprallsituationen)

Es wird deutlich, dass die Kontaktpartner oft eine sehr hohe Steifigkeit aufweisen. Die Masse der Kontaktgegner ist sehr oft höher als die Masse des Motorradfahrers. Sie ist in über 50% aller Anprallsituationen mit unendlich kodiert, wie dies beispielsweise bei einer Straße bzw. dem Untergrund der Fall ist.

Die Verteilung der Radien des Kontaktobjekts zeigt eine deutliche Häufung bei unendlichem Radius, d.h. einer geraden Fläche.

Eine weitere Häufung findet sich bei Radien zwischen 0,05 m bis 0,15 m mit Schwerpunkt bei ca. 0,075 m, z.B. Dachkante, A-Säule oder Schweller, sowie zwischen 0,2 und 0,3 m mit Schwerpunkt bei ca. 0,25 m, z.B. Baum oder Stoßfängerecke. Größer 0,3 m finden sich viele Einzelwerte bis hin zu ca. 10 m, z.B. Türblatt, welche vereinfachend zu der Gruppe > 0,3 m zusammengefasst sind.

Ergänzend ist an dieser Stelle zu erwähnen, dass die Anprallsituation in dieser Betrachtung auf den - soweit eingrenzbar - maßgeblich kontaktierenden Teil des Körpers des Motorradfahrers bezogen ist. Es ist jedoch rein kinematisch und in Hinblick auf die vorliegenden Verletzungen

davon auszugehen, dass in annähernd allen Fällen der Thorax an dieser Anprallsituation beteiligt ist.

Betrachtet man zunächst die Gruppe der Anprallobjekte mit unendlichem Radius (801 Anprallsituationen), so lässt sich die Verteilung der Anprallobjekte in nachfolgender Abbildung 41 darstellen. Die Straße dominiert mit über 80%. Bei Betrachtung der Relativwinkel der Objektoberflächennormalen in Vertikalrichtung zeigt sich, dass in nahezu allen Kinematiksituationen mit unendlichem Radius (94%) der Winkel bei 90° liegt, was mit einem Anprall auf den Untergrund gleichzusetzen ist. Bei nur ca. 5 – 6% aller Anprallsituationen beträgt der Winkel der Objektoberflächennormalen ca. 0° , d.h. der Anprall fand hier an einer Mauer oder einer ähnlich aufrecht stehenden geraden Fläche statt.

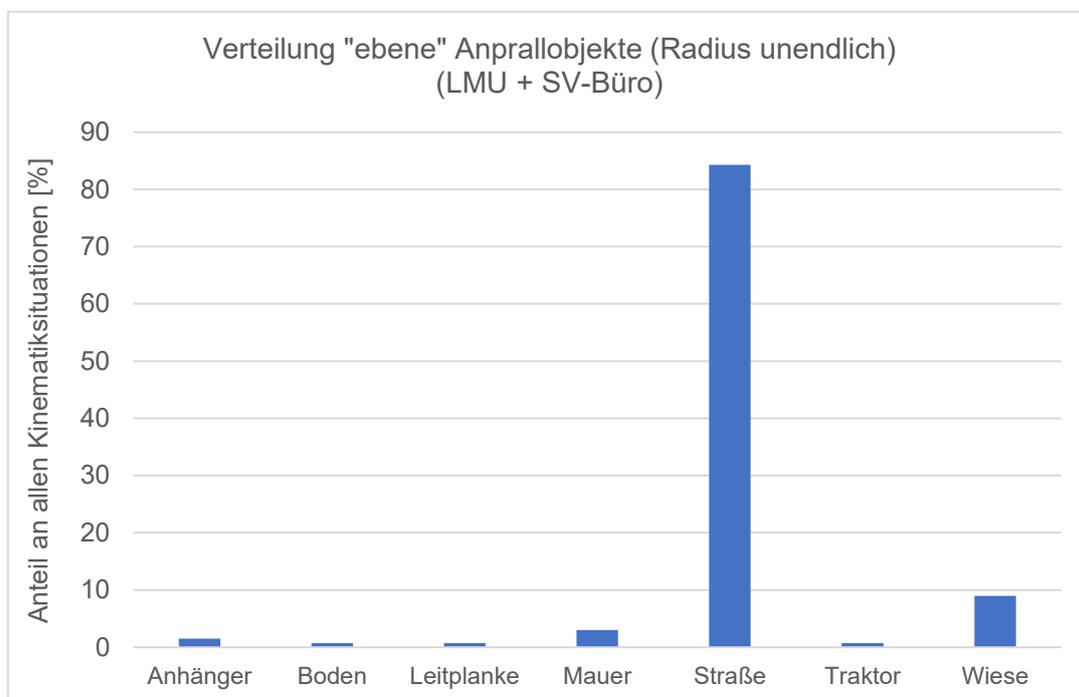


Abbildung 41: Verteilung der ebenen Anprallobjekte (Radius unendlich) (Fallkollektiv Thorax AIS 2+, n=801 Anprallsituationen)

Stellt man für die Anprallszenarien gegen ein Objekt mit ebener Fläche (im Folgenden Gruppe 1) die Verteilung der Relativgeschwindigkeit in Vertikalrichtung dar, so ist mit über 50% eine Häufung zwischen 15 und 20 km/h zu erkennen (Abbildung 42). Dies entspricht in etwa der Geschwindigkeit, die erreicht wird, wenn ein Motorradfahrer umkippt /stürzt und auf den Untergrund aufprallt. Für die im Projektverlauf weiter folgenden verletzungsmechanischen Betrachtungen wurde zur Abbildung dieser Gruppe vereinfachend ein selbst festgelegter Mittelwert von ca. 17 km/h zugrunde gelegt.

Es ist davon auszugehen, dass die Relevanz dieser Fallgruppe insbesondere für etwas schwere Verletzungen und optimierte Schutzkleidung von untergeordneter Bedeutung ist, da die zu erwartenden Belastungen auf den Motorradfahrer verhältnismäßig gering ausfallen.

Die Tangentialgeschwindigkeit bzw. Horizontalgeschwindigkeit in Fahrtrichtung des Motorradfahrers hängt maßgeblich von der vorangegangenen Geschwindigkeit des Motorradfahrers ab und ist teils deutlich höher als die Vertikalgeschwindigkeit, welche in Fallrichtung gerichtet ist. Die tangential gerichtete Geschwindigkeitskomponente ist für verletzungsmechanische Betrachtungen des Anpralls jedoch von untergeordneter Bedeutung, da es zu keinem senkrecht zum Objekt gerichteten Kontakt und einer entsprechenden Krafterwirkung kommt.

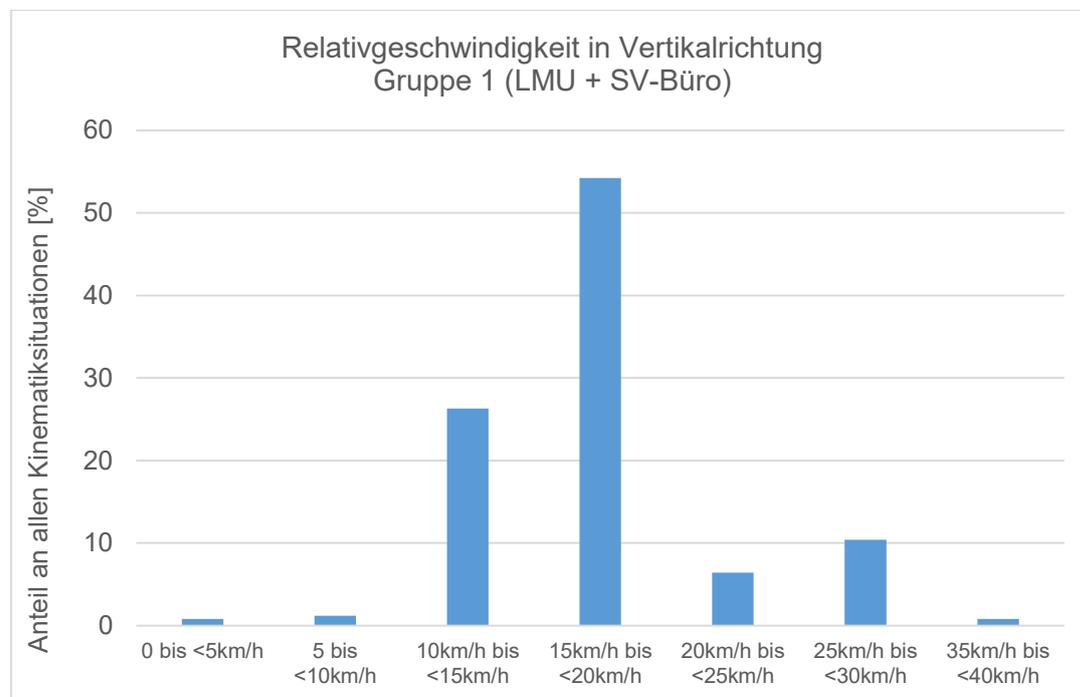


Abbildung 42: Relativgeschwindigkeit in Vertikalrichtung (Thorax AIS 2+, Radius ~ unendlich, n=753 Anprallsituationen)

Die verletzungsmechanisch relevante Geschwindigkeitskomponente entlang der Objektoberflächennormalen (d.h. senkrecht zur Objektoberfläche) für die Gruppe der Anprallradien von 0,05 bis 0,15 m (im Folgenden Gruppe 2) ist in Abbildung 43 dargestellt. Es lassen sich zusammenfassend zwei Häufungen feststellen. Diese befinden sich kumuliert bei ca. 25 km/h sowie bei ca. 60 km/h.

Die Masse des Anprallobjekts geht bei diesen Anprallsituationen ebenfalls häufig gegen unendlich und ist in annähernd allen Fällen deutlich größer als

die Masse des Motorradfahrers. Die Steifigkeit der Anprallobjekte ist in annähernd 50% maximal, gefolgt von einer hohen Steifigkeit. Alle anderen Ausprägungen nehmen eine stark untergeordnete Relevanz ein.



Abbildung 43: Anprallgeschwindigkeit des Motorradfahrers längs zur Objektoberflächennormalen bei Radius Anprallobjekt 0,05 - 0,15 m (Fallkollektiv Thorax AIS 2+, n=338 Anprallsituationen)

Für die Anprallobjekte mit einem Radius von 0,2 m bis einschließlich 0,3 m (Gruppe 3) ist die Verteilung der Anprallgeschwindigkeit entlang der Objektoberflächennormalen in Abbildung 44 dargestellt. Es zeigt sich eine kumulierte Häufung bei ca. 50 km/h.

Es könnte noch ein weiterer Peak bei 30 – 40 km/h identifiziert werden. Dieser ist aber verhältnismäßig nah am oberen Peak orientiert, weshalb auf eine weitere streng getrennte Betrachtung zunächst verzichtet wird. Dies wäre ggf. im Rahmen einer kontinuierlichen Entwicklung zu ergänzen.

In der Gruppe 3 liegt in 50% der Situationen die Masse des Anprallobjekts im Bereich 1000kg bis 2000kg. Die Steifigkeit ist in 28% eine konstruktionsbedingt hohe Steifigkeit mit säulenartiger Verstärkung und höherfesten Stählen, in 23% eine hohe Steifigkeit bei Flächen mit Falzstrukturen im Scharnierbereich an Säulen. In 22% der Situationen handelt es sich um einen Menschen. Eine entsprechende Verteilung findet sich auch bei der Objektmasse, die in 22% der Anprallsituationen bei bis zu 100kg liegt.

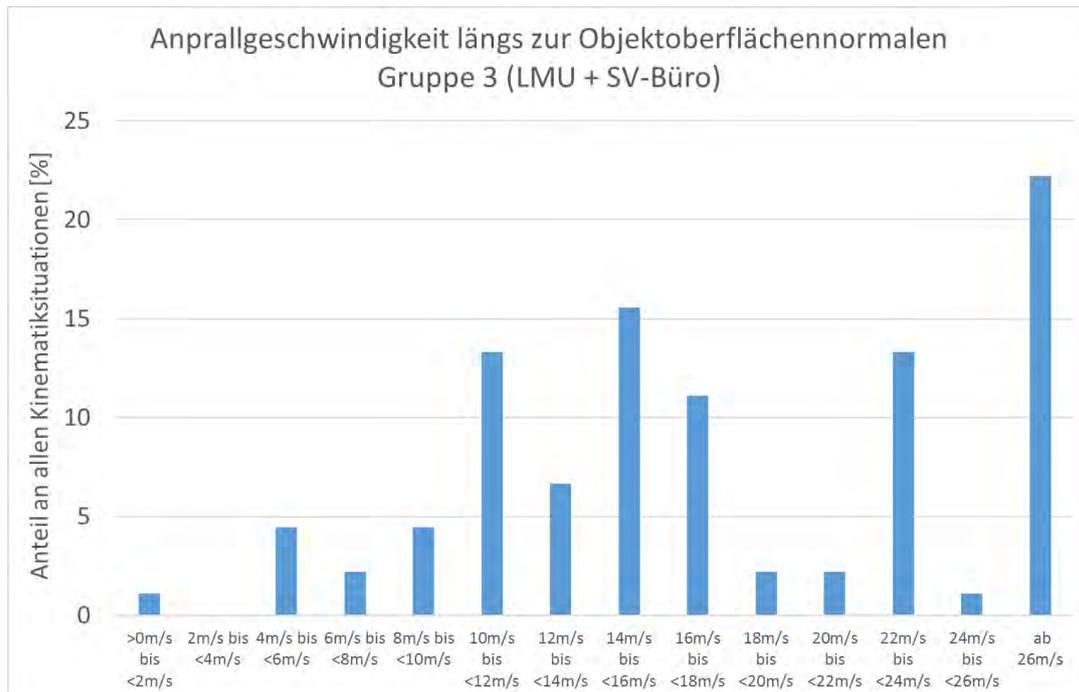


Abbildung 44: Anprallgeschwindigkeit des Motorradfahrers längs zur Objektoberflächennormalen bei Radius Anprallobjekt 0,2 - 0,3 m (Fallkollektiv Thorax AIS 2+, n=270 Anprallsituationen)

Fasst man die gewonnenen Erkenntnisse für das Fallkollektiv der Motorradfahrer mit Verletzungen AIS 2+ im Thoraxbereich zusammen, so lässt sich folgendes festhalten:

- Die Masse der Kontaktgegner ist sehr oft deutlich größer als die Masse des Motorradfahrers
- Die Kontaktpartner weisen oft eine sehr hohe Steifigkeit auf

Basierend auf den Ergebnissen der Kinematikanalyse lassen sich folgende relevante Anprallszenarien für den Thorax festhalten:

- Anprall Straße (Vertikalgeschw. ca. 17 km/h)
- Anprallobjekt Radius ca. 0,075 m, Anprallgeschw. ca. 25 km/h
- Anprallobjekt Radius ca. 0,075 m, Anprallgeschw. ca. 60 km/h
- Anprallobjekt Radius ca. 0,25 m, Anprallgeschw. ca. 50 km/h

2.2.2 Fallkollektiv untere Extremitäten

Die Anprallsituationen geben für die unteren Extremitäten Hinweise auf mögliche Anprallparameter, allerdings gelingt der Transfer der eher global auf den Motorradfahrer zu beziehenden Anprallparameter auf die Extremitäten nicht mehr in plausibler Art und Weise, wie es beim Thorax der Fall war. Daher wird bei Extremitätenverletzungen so verfahren, dass jeweils die Kinematiksituationen, die zu Verunfallten mit einer Femur- bzw. Beckenfraktur gehören, mit denen verglichen werden, die keine Femurfraktur (bzw. Beckenfraktur) erlitten haben, um mögliche Auffälligkeiten zu finden. Außerdem werden personenbezogene Parameter zwischen den Aufsassen mit und ohne Fraktur verglichen.

A) Femurfrakturen (n=49)

Zunächst werden die allgemeinen Parameter betrachtet, die bei den verunfallten Motorradfahrern zu finden sind. Für die 137 Aufsassen wird die Kinematikgruppe nach Otte (Abbildung 45), der Motorradtyp (Abbildung 46), der Unfallgegner (Abbildung 47) und der Sturz vor Kollision (Abbildung 48) auf mögliche Auffälligkeiten untersucht. 49 Aufsassen erlitten mindestens eine Femurfraktur. 88 Personen erlitten keine Femurfraktur.

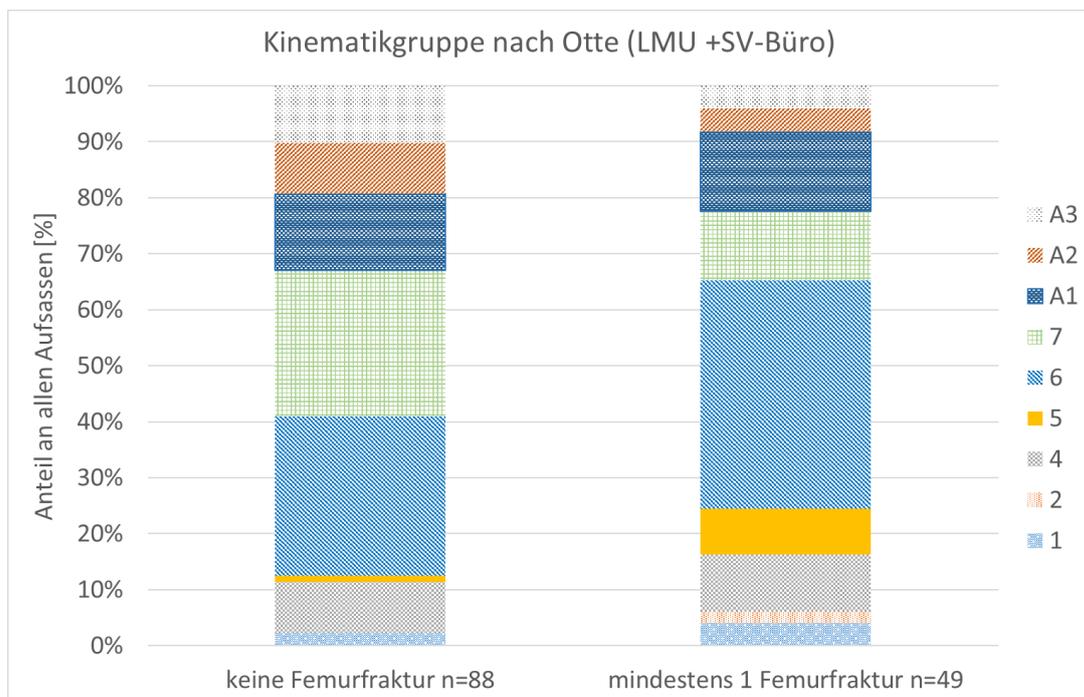


Abbildung 45: Verteilung der Kinematikgruppen nach Otte aufgeteilt nach keine Femurfraktur / mindestens eine Femurfraktur (n=137)

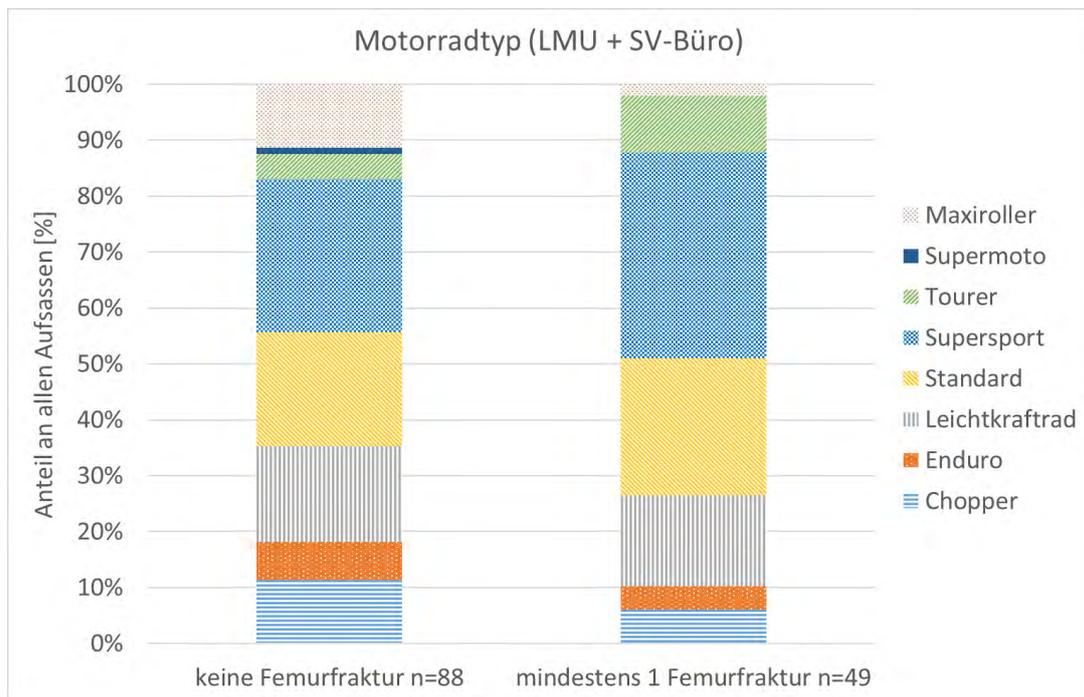


Abbildung 46: Verteilung der Motorradtypen aufgeteilt nach keine Femurfraktur / mindestens eine Femurfraktur (n=137)

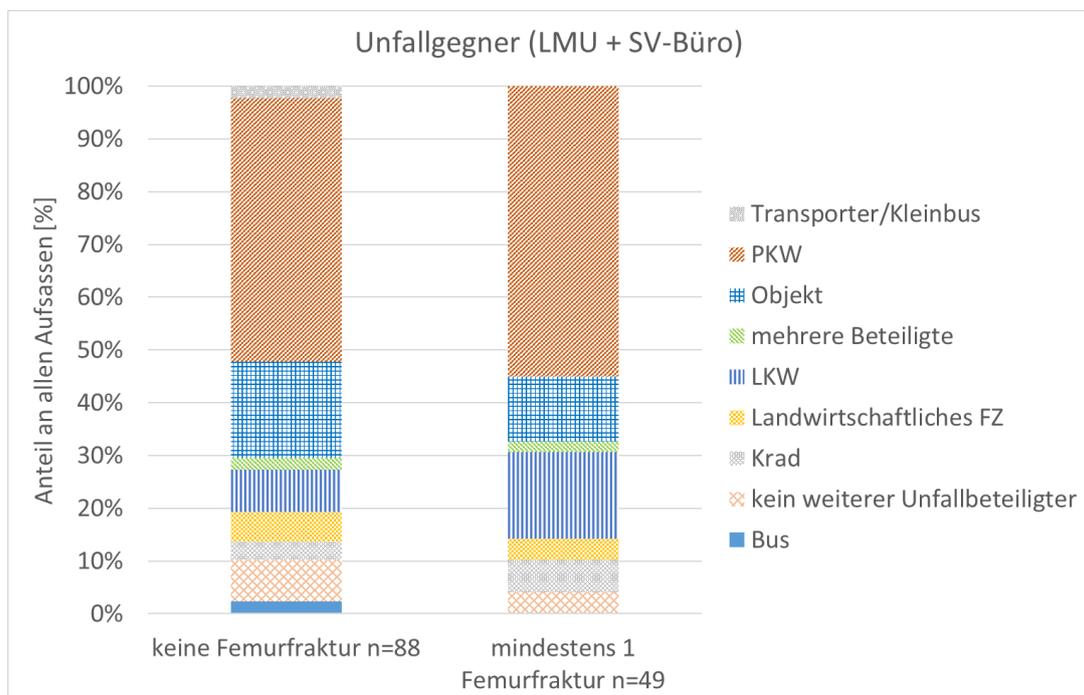


Abbildung 47: Verteilung der Unfallgegner aufgeteilt nach keine Femurfraktur / mindestens eine Femurfraktur (n=137)

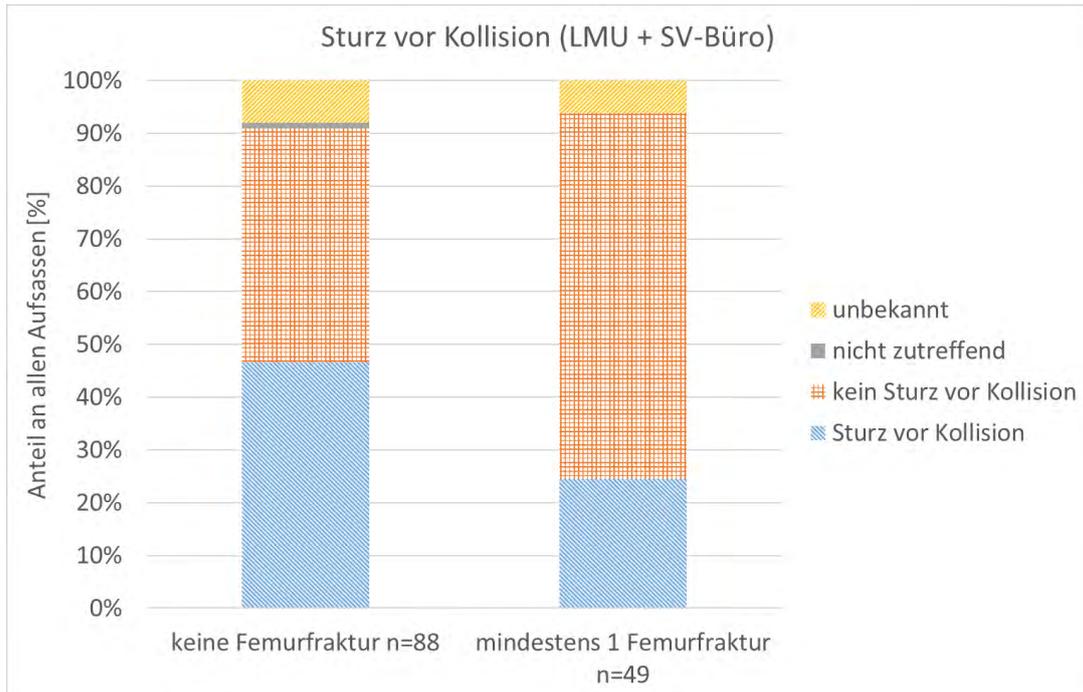


Abbildung 48: Verteilung Sturz vor Kollision aufgeteilt nach keine Femurfraktur / mindestens eine Femurfraktur (n=137)

Es zeigt sich, dass - ohne auf statistische Signifikanz zurückzugreifen - in der Gruppe der Motorradfahrern mit Femurfrakturen etwas häufiger die Kinematikgruppen 5 und 6 zu finden sind. Tourer, Supersport- und „Standard“-maschinen wurden etwas häufiger gefahren, Maxiroller eher seltener. Die verschiedenen Motorradtypen sind in Abbildung 49 beispielhaft mit Fahrzeugzeichnungen (Autoview 2016) dargestellt. Dies könnte Hinweise darauf liefern, dass Fahrer von Maxirollern bauartbedingt etwas geschützter vor Verletzungen im Beinbereich sind.

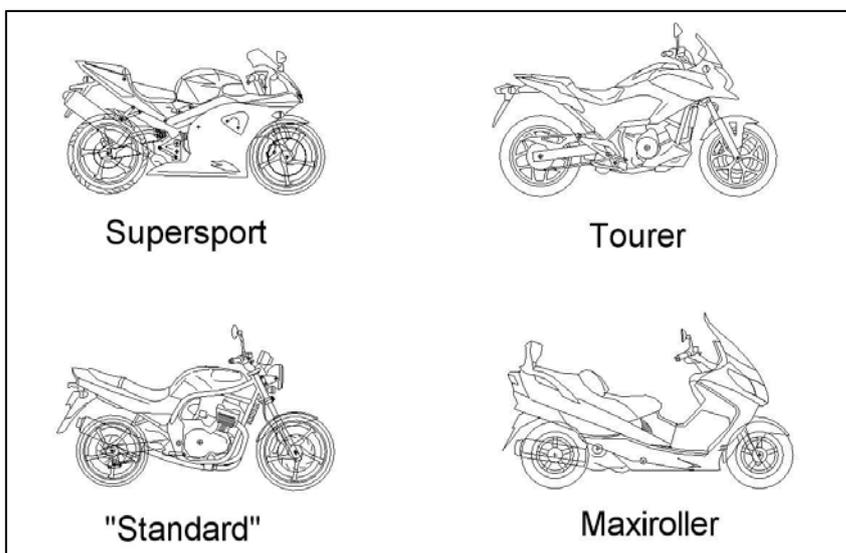


Abbildung 49: Beispielhafte Darstellung verschiedener Motorradtypen (Bildquelle Autoview 2016)

Etwas häufiger findet auch kein Sturz vor der Kollision statt, was auf einen Kontakt mit dem Gegner als Verletzungsursache hinweisend sein könnte. Der Gegner war etwas seltener ein Objekt und häufiger ein LKW. Ein Überrollen findet in beiden Gruppen zu ca. 10% statt.

B) Beckenfrakturen (n=53)

Zunächst werden die allgemeinen Parameter betrachtet, die bei den verunfallten Motorradfahrern zu finden sind. Für 137 wird die Kinematikgruppe nach Otte (Abbildung 50), der Motorradtyp (Abbildung 51), der Unfallgegner (Abbildung 52) und Sturz vor Kollision (Abbildung 53) dargestellt. 53 Aufsassen erlitten eine Beckenfraktur. 84 Personen erlitten keine Beckenfraktur.

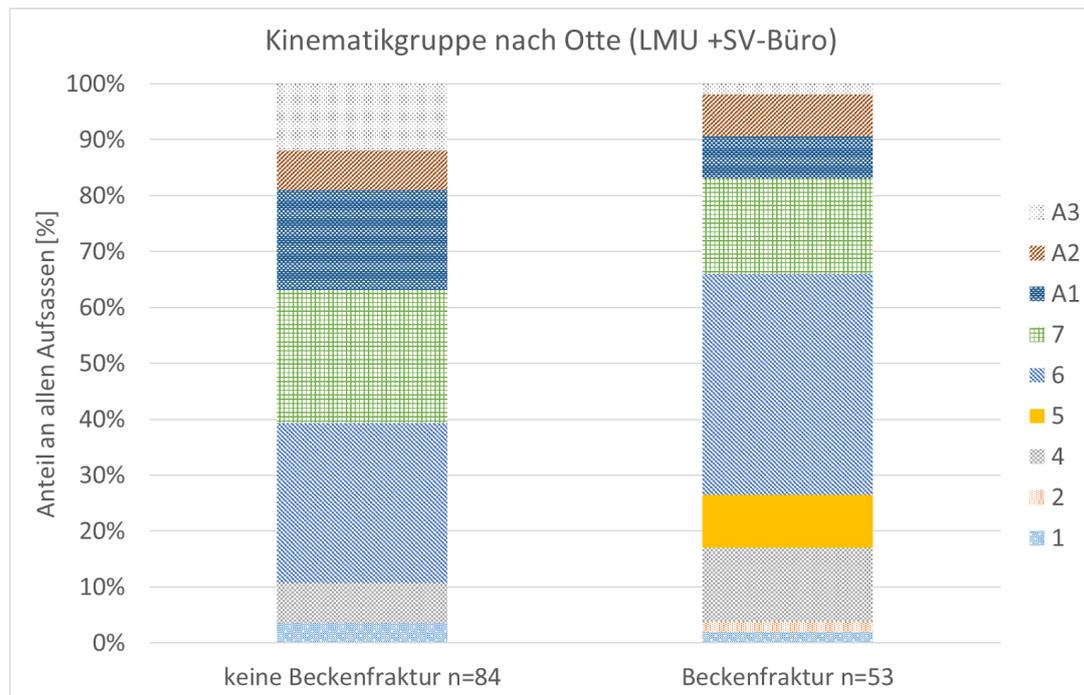


Abbildung 50: Verteilung der Kinematikgruppen nach Otte aufgeteilt nach keine Beckenfraktur / Beckenfraktur (n=137)

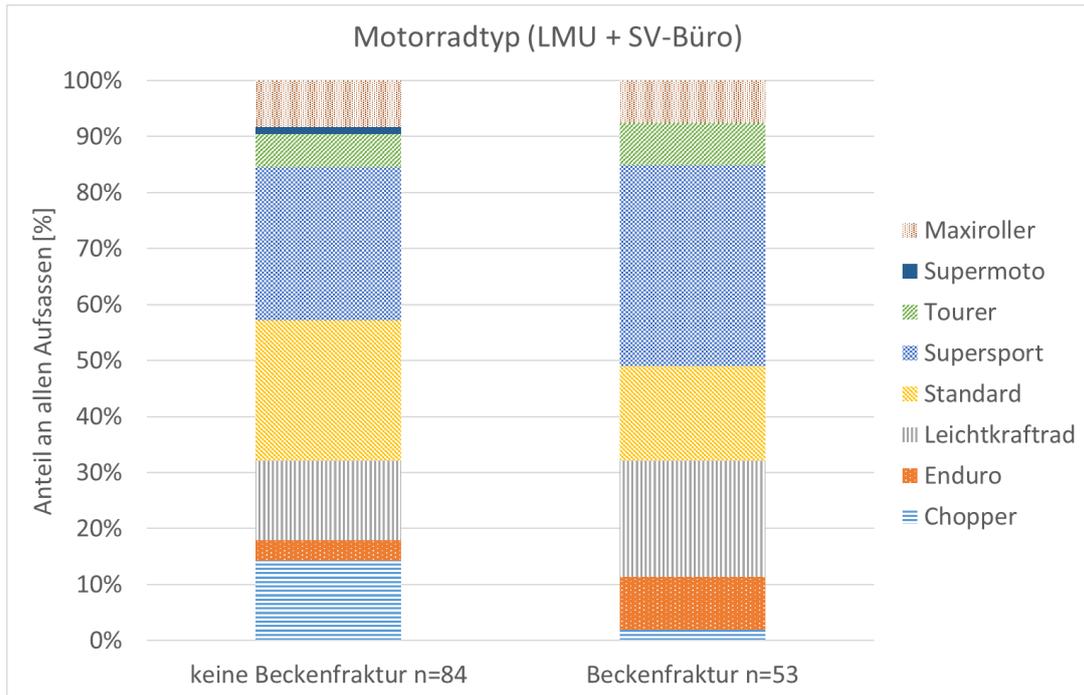


Abbildung 51: Verteilung der Motorradtypen aufgeteilt nach keine Beckenfraktur / Beckenfraktur (n=137)

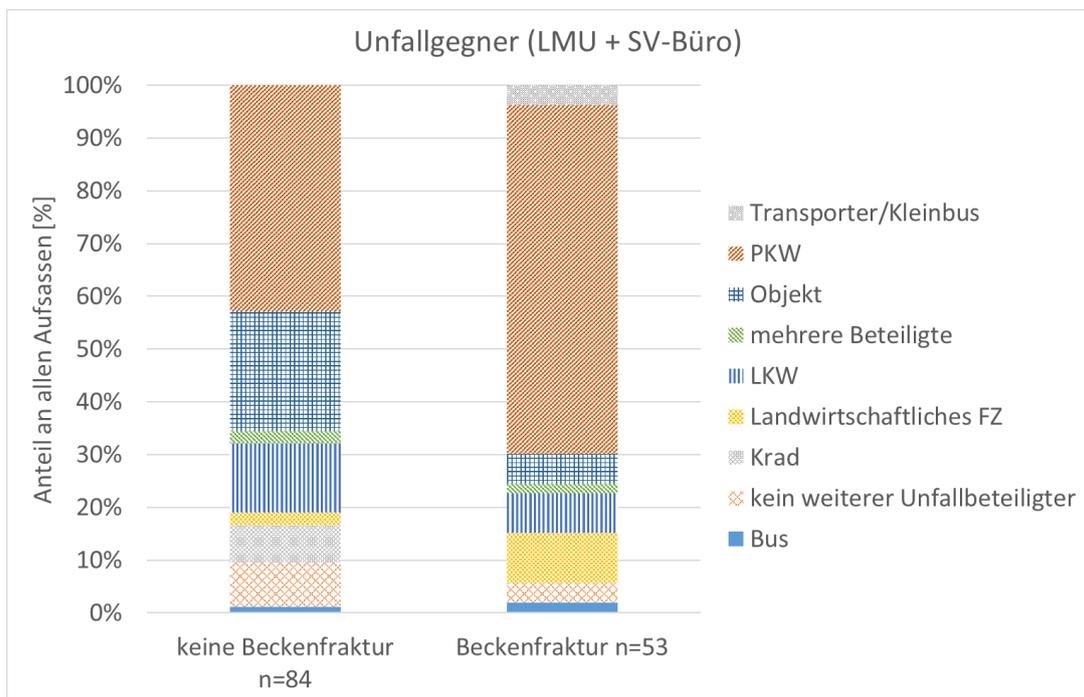


Abbildung 52: Verteilung der Unfallgegner aufgeteilt nach keine Beckenfraktur / Beckenfraktur (n=137)

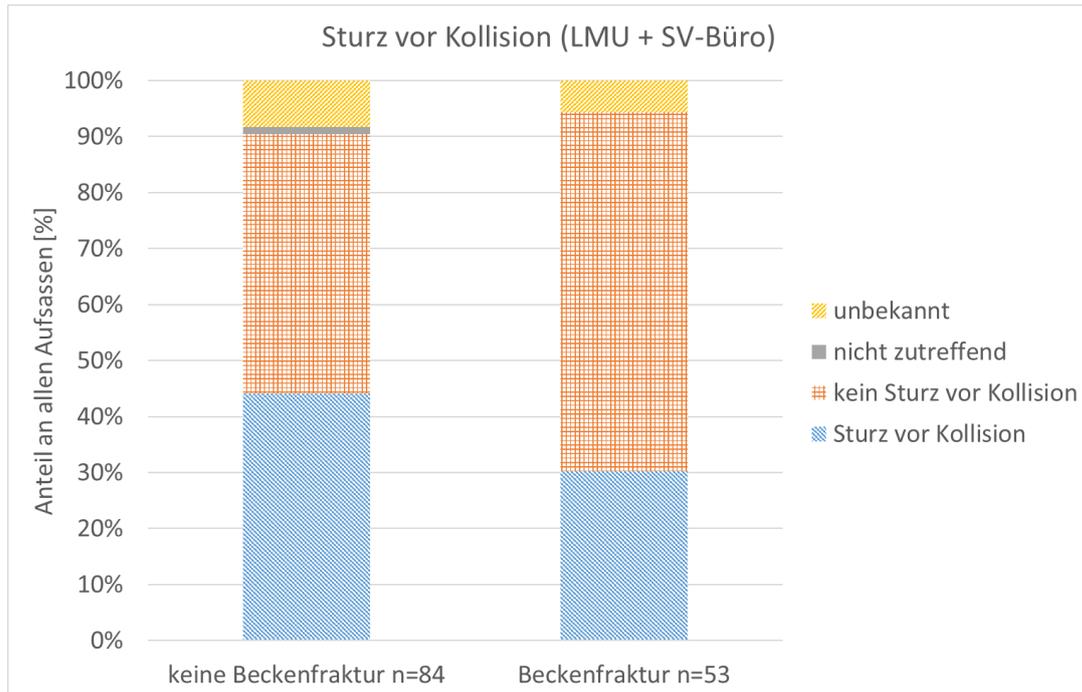


Abbildung 53: Verteilung Sturz vor Kollision aufgeteilt nach keine Beckenfraktur / Beckenfraktur (n=137)

Es zeigt sich, dass - ohne auf statistische Signifikanz zurückzugreifen - in der Gruppe der Beckenfrakturen etwas häufiger die Kinematikgruppen 4, 5 und 6 zu finden sind. Enduros, Supersportmaschinen und Leichtkrafträder wurden etwas häufiger gefahren, Chopper eher seltener. Dies könnte ein Hinweis auf ein höheres Verletzungsrisiko bei der Interaktion mit dem Tank sein. Es ist in zukünftigen Projekten zu diskutieren, ob Schutzkleidung hier helfen kann.

Etwas häufiger findet bei Personen mit Beckenfraktur auch kein Sturz vor der Kollision statt, was auf einen Kontakt mit dem Gegner als Verletzungsursache hinweisend sein könnte oder auch die „Tankthese“ stützt. Der Gegner war deutlich seltener ein Objekt und häufiger ein PKW. Bei Aufsassen mit Beckenfrakturen ist zudem deutlich häufiger ein Überrollen zu beobachten.

Ein klares Bild ist hinsichtlich der möglichen Auffälligkeiten bei den unteren Extremitäten jedoch nur schwer zu zeichnen. Zudem ist eine Eingrenzung der Anprallparameter nicht sinnvoll möglich. Im Rahmen dieses Projekts wird deshalb auf eine systematische Analyse von Schutzkleidung im Bereich der unteren Extremitäten verzichtet. Es werden unter Punkt 4.2 lediglich wenige Einzelfälle exemplarisch dargestellt.

3 Wirkmodell des Thorax-Airbags für die FEM-Simulation

Numerische Simulationen mit der Finite-Elemente-Methode (FEM) bieten die Möglichkeit, unterschiedliche statische und dynamische Lastfälle zu analysieren. Mittels FE-Simulationen kann nicht nur die Konstruktion von mechanischen Bauteilen berechnet und bewertet werden, sondern auch die menschliche Struktur unter externen Belastungen. Dafür notwendige FE-Menschmodelle wurden im Rahmen der Forschungen im Bereich des Insassenschutzes in der Automobilindustrie entwickelt. In diesem Projekt wird das männliche 50. Perzentil des FE-Modells des Global Human Body Model Consortium (GHBMC 2016) benutzt (Abbildung 54).

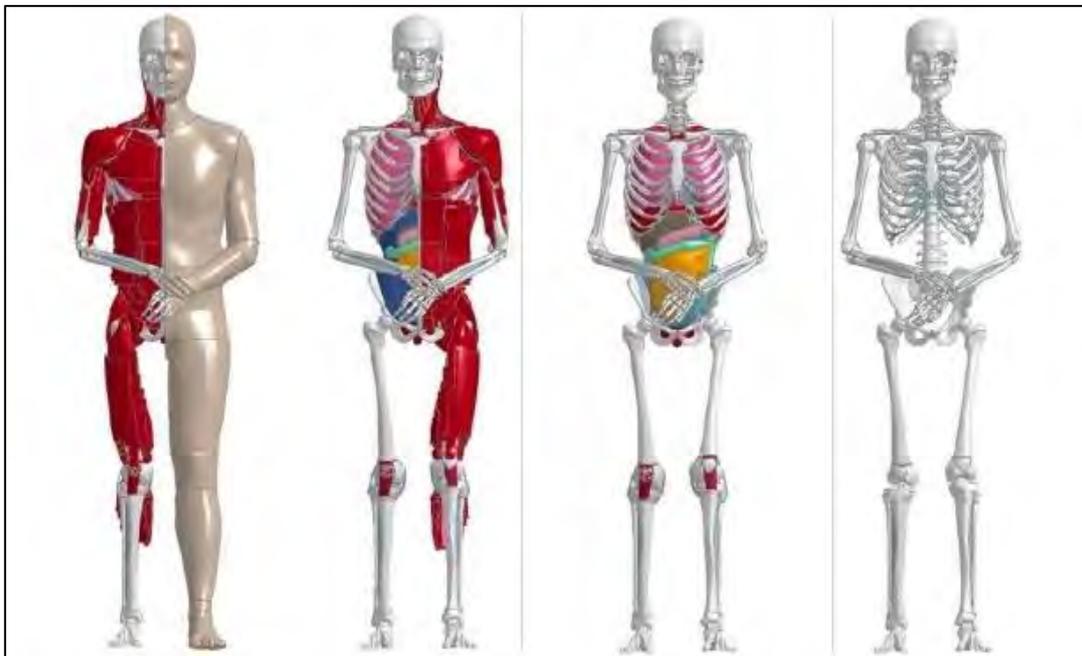


Abbildung 54: Global Human Body Model Consortium Fußgänger Modell 50. Perzentil (GHBMC 2016)

Ein wichtiger Aspekt in diesem Projekt ist die Bewertung von möglichen Verletzungen, die sich aus den mittels Kinematikanalyse ermittelten typischen Lastfällen bei Motorradunfällen ableiten. Weiter soll das Potential und auch die Limitierungen von Schutzausrüstungen dargestellt werden. Zu diesem Zweck werden mehrere Simulationen mit dem GHBMC Modell und verschiedenen Schutzkonfigurationen durchgeführt.

Als relevanteste Körperregion bei schwersten Motorradunfällen wurde der Thorax identifiziert. Es wird deshalb insbesondere Schutzkleidung für diese Körperregion analysiert. Nach Analyse der aktuellen Schutzkleidungskonzepte hat sich der Airbag als prinzipiell vielversprechend erwiesen, insbesondere was die mögliche

Energieaufnahme im Unfallablauf betrifft. Zudem herrscht hier Potential, ggf. zu entwickelnde Konzepte bald umsetzen zu können. Um seine Schutzwirkung entfalten zu können, muss die Schutzkleidung zunächst kritische Situationen erkennen und den Airbag entsprechend auslösen. Dies bedingt einen „intelligenten“ Auslösealgorithmus, womit auch die Schutzkleidung als „intelligent“ bzw. „innovativ“ zu bezeichnen ist. Im Rahmen dieses Projekts wurde davon ausgegangen, dass der Airbag in allen relevanten Fällen vor dem Anprall ausgelöst hat und vollständig gefüllt wurde.

3.1 Modellierung des Thorax-Airbags

Als Basis für die Bewertung von Airbags in der Schutzkleidung wurde ein generisches aufblasbares System modelliert, das die Eigenschaften eines typischen Produkts in diesem Segment abbildet. Für die Modellierung des Thorax-Airbags sind vorab die grundlegenden Randparameter zu definieren. Die Hauptparameter sind die Airbaggeometrie (hauptsächlich die Dicke), das Volumen und der Druck.

Im Rahmen dieses Projekts wurden technische Diskussionen mit deutschen und italienischen Airbag-Herstellern geführt, um den aktuellen Stand der Technik eingrenzen zu können. In nachfolgender Tabelle 3 sind die möglichen Bereiche der drei grundlegenden Airbagparameter dargestellt, die nach Rücksprache mit den Herstellern ein typisches Produkt dieses Segments charakterisieren können.

Tabelle 3: Randparameter eines typischen (heutzutage erhältlichen) Thorax-Airbags

Parameter	Intervall
Dicke	<< 20 cm
Volumen	<< 200 Liter
Druck	Zwischen 0.1 und 5 bar

Das FE-Airbagmodell wurde zweiteilig (symmetrisch) erstellt, um die Lücke für den Reißverschluss einer Jacke zu berücksichtigen (Abbildung 54). Die Größe des Airbagmodells ist so festgelegt, dass der Airbag den ganzen Brustkorb des GHMBC-Modells abdeckt und diesen bei einem möglichen Anprall bestmöglich schützt. Jeder einzelne Airbag besteht im Modell aus zwei textilen Komponenten, der Hülle und den innenliegenden Bändern. Die prinzipielle externe Geometrie des Airbagmodells ist Abbildung 55 in gelber Farbe visualisiert. Um die Dicke des aufgeblasenen Airbags kontrollieren zu können, sind einige modellhafte Bänder integriert (grüne Farbe).



Abbildung 55: Prinzipdarstellung Airbag-Modell

Die Dicke des vollständig aufgeblasenen Airbagmodells beträgt ca. 8 cm. Nachdem das Gas (Kohlendioxid) komplett eingeströmt ist, wird ein Druck von ca. 0,6 bar erreicht. Das Volumen beträgt ca. 12 Liter (ungefähr 6 Liter pro Element). Die Befüllungszeit des Modells beträgt ca. 8 ms. Diese Werte liegen in den vorab definierten Bandbreiten der Randparameter. In nachfolgender Abbildung 56 ist das auf dem Thorax des Menschmodells positionierte und vollständig aufgeblasene Airbagmodell dargestellt.

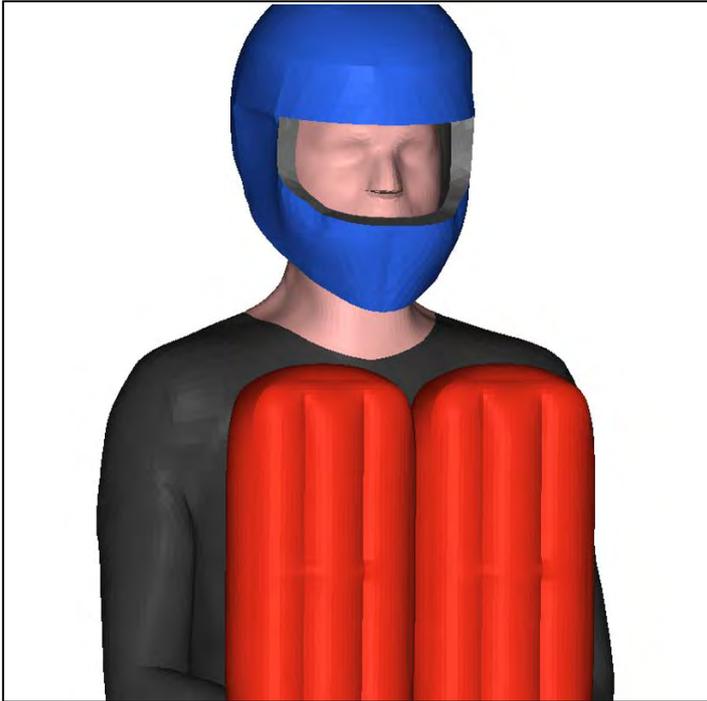


Abbildung 56: FE-Menschmodell (GHM) und Thorax-Airbag-Modell

3.2 Bestätigung der aktuellen Norm für Airbag-Protektoren

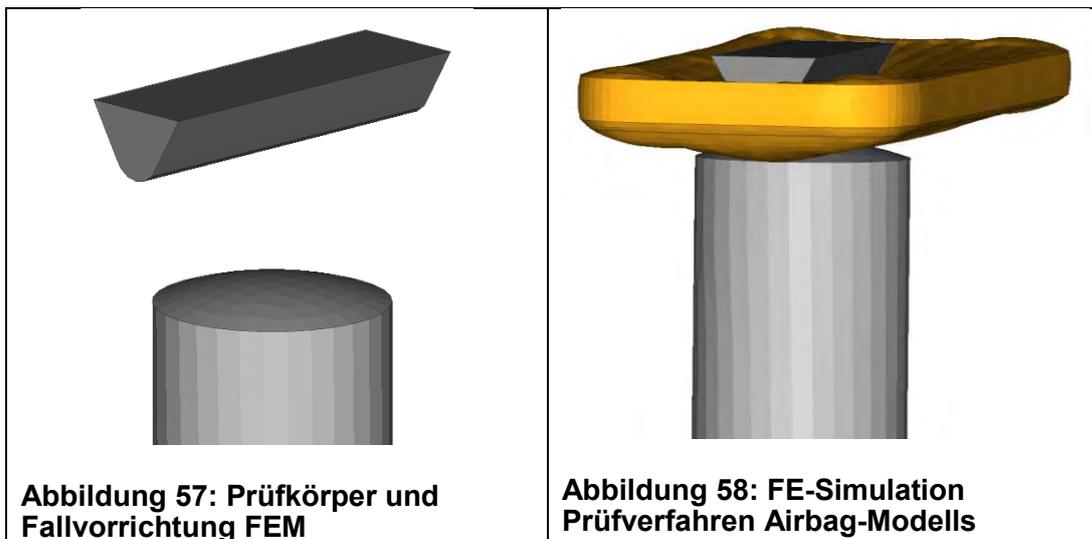
Nach der Modellierung wurde das Modell numerisch gemäß der aktuellen Norm für Motorradfahrer-Schutzkleidung gegen mechanische Belastung, der Norm DIN EN 1621-4, bezüglich der Aufpralldämpfung getestet. Dies bedeutet, dass das Modell nach den festgesetzten Bedingungen des Prüfverfahrens überprüft wurde. Anschließend erfolgte eine Evaluation, ob das Airbag-Modell die Norm erfüllt.

In der Norm DIN EN 1621-4 werden neben der Aufpralldämpfung auch Aspekte der Ergonomie und Interventionszeit vorgeschrieben. Da sich dieses Projekt auf die Aufpralldämpfung fokussiert, wurden diese anderen Aspekte nicht überprüft.

Bei der Prüfung der Aufpralldämpfung wird eine Masse senkrecht auf das Prüfobjekt, das wiederum auf einem Amboss liegt, fallengelassen. Das Fallgewicht ist ein stabförmiger Körper mit einer Länge von 160 ± 2 mm und einer Breite von 50 ± 1 mm. Der Krümmungsradius an der Aufprallseite beträgt $12,5 \pm 0,1$ mm. Das Fallgewicht muss 5000 ± 50 g betragen. Der zylindrische Amboss muss eine Höhe von 190 ± 20 mm aufweisen, einen Durchmesser von 100 ± 2 mm sowie einen Radius in der Prüffläche von 150 ± 5 mm aufweisen.

Eine entsprechende Fallvorrichtung ist mittels FEM modelliert worden, damit das numerische Airbag-Modell geprüft werden kann (Abbildung 57). Die Modellierung von Amboss und Fallkörper erfolgte in Übereinstimmung mit den Anforderungen der Norm.

Die kinetische Energie beim Anprall muss $50 \pm 1,5$ J beantragen. Bei dem vorgeschriebenen Gewicht des Impaktors von ca. 5 kg resultiert dies in einer Geschwindigkeit von ca. 16,2 km/h. In der Simulation wird der Amboss fixiert und der Prüfkörper entsprechend den Vorgaben auf das Airbagmodell fallen gelassen (Abbildung 58).



In der Norm sind zwei unterschiedliche Schutzniveaus beschrieben, welche von den Ergebnissen des Prüfverfahrens abhängen. Ein Level 1 Protaktor bzw. Airbag darf als Mittelwert weniger als 4,5 kN Kraftübertragung erlauben. Ein Level 2 Protaktor darf weniger als 2,5 kN erlauben. Die Simulationsergebnisse mit dem modellierten Airbag zeigen, dass die in den Sockel übertragene Kraft ca. 1,5 kN beträgt. (Abbildung 59). Dies bedeutet, dass der modellierte Airbag den Anforderungen des Schutzniveaus Level 2 entspricht.

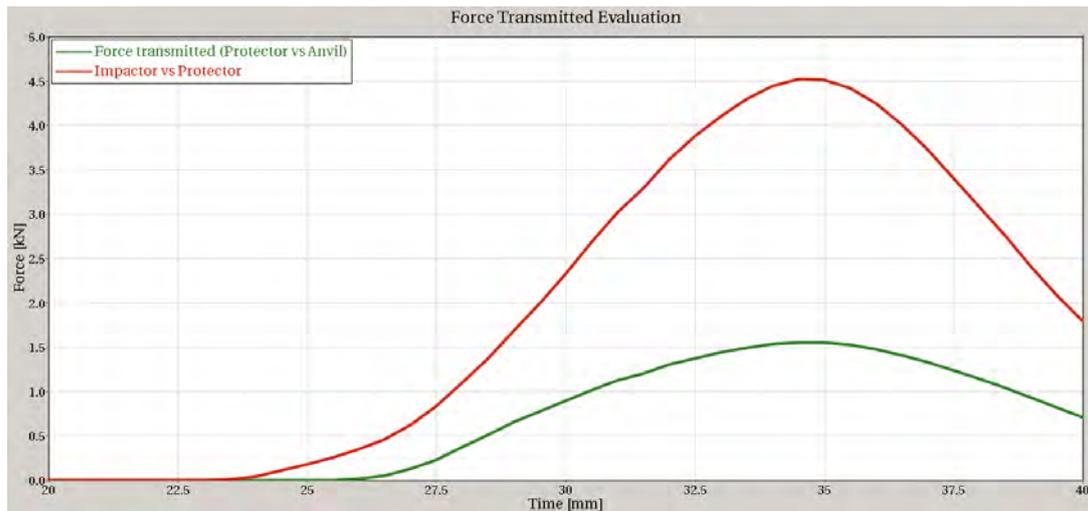


Abbildung 59: Übertragungskraft in der numerischer Simulation

Ergänzend zu diesen Betrachtungen wurde das Airbagmodell weiter validiert. Dazu wurde eine handelsübliche Airbagjacke gekauft, welche als typisches Produkt dieses Segments zu bewerten ist. Diese Jacke bzw. der darin enthaltene Airbag wurden anschließend getestet. Dazu wurde ein halbkugelförmiger Impaktor mit einer Masse von ca. 8 kg mit verschiedenen Geschwindigkeiten (3,5 m/s, 4,5 m/s, 5,5 m/s) auf den Airbag fallen gelassen. Der Airbag befand sich dabei auf einem flachen Sockel bzw. einer Bodenplatte (Abbildung 60). Bei den Versuchen wurde jeweils die Beschleunigung des Fallkörpers gemessen. Die Maximalwerte der Beschleunigungen befinden sich bei etwas unter 30 g (3,5 m/s), ca. 35 g (4,5 m/s) und ca. 45 g (5,5 m/s).

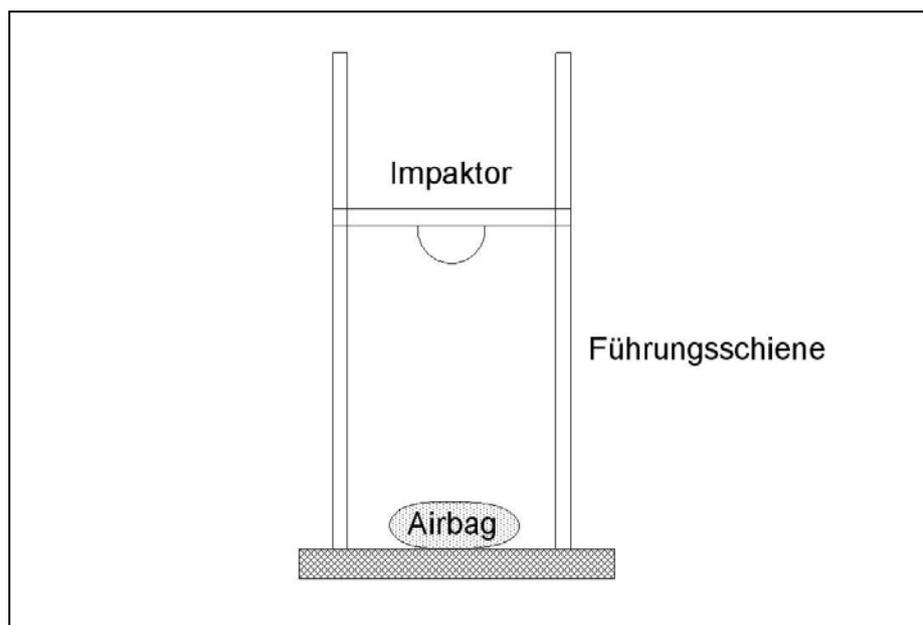


Abbildung 60: Prinzipskizze Prüfaufbau Airbagtest

Analog zu den physischen Tests wurde das Testsetup in FE-Umgebung mit dem modellierten Airbag nachgebildet (Abbildung 61).

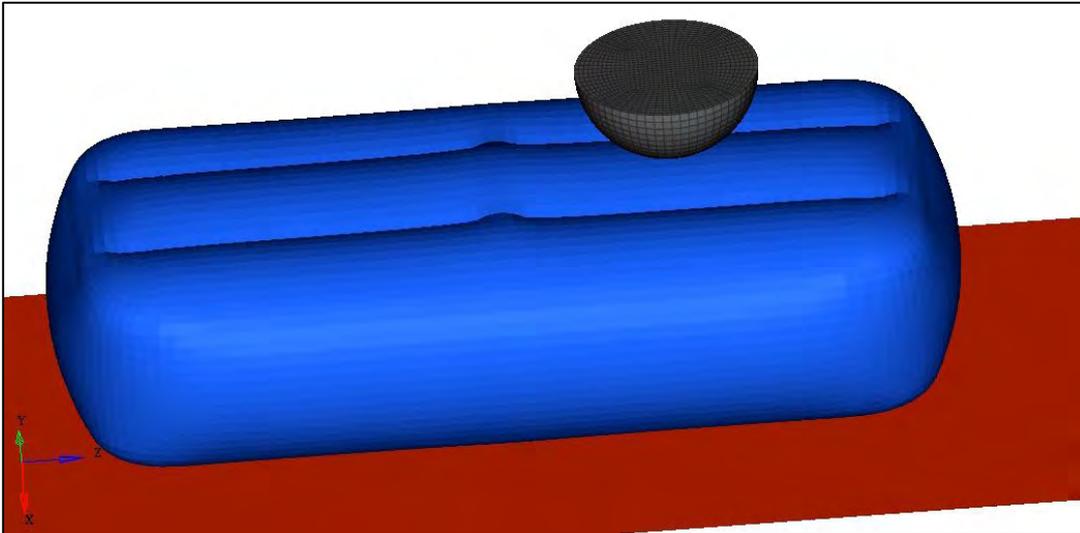


Abbildung 61: Setup Airbag-Test FEM

Die in der FE-Simulation ermittelten Maximalwerte der Beschleunigungen werden gegenüber dem realen Versuch zwar generell leicht unterschätzt, stimmen jedoch auch hinsichtlich des zeitlichen Verlaufs verhältnismäßig gut überein (Abbildung 62). Für die im weiteren Projektverlauf durchgeführten Simulationen weist das Airbagmodell entsprechend eine zufriedenstellende Modellierungsgüte auf.

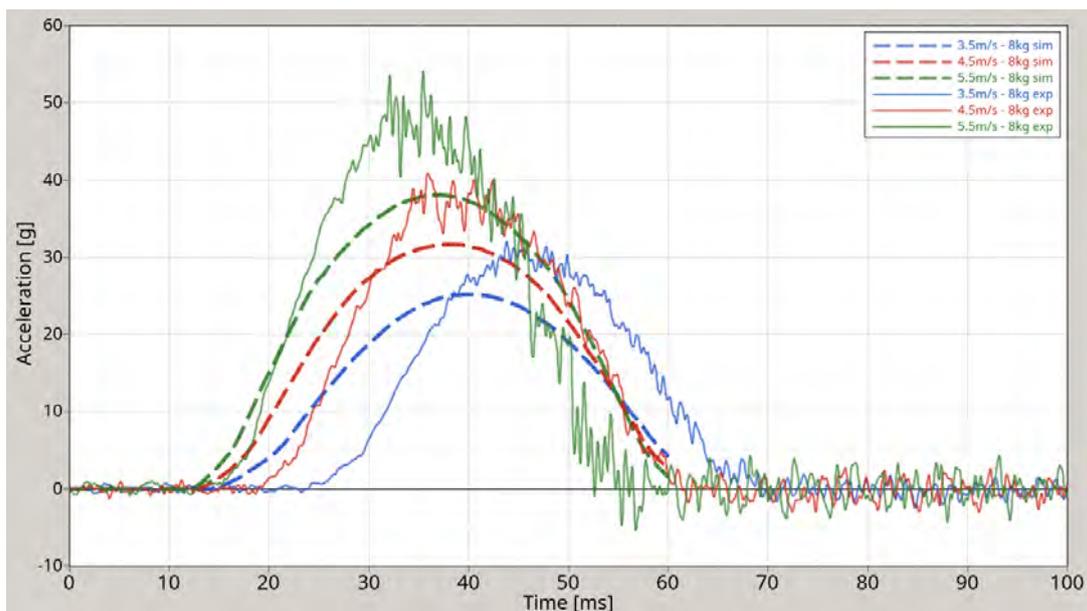


Abbildung 62: Beschleunigungskurven des Impaktors, Überlagerung Versuch (durchgezogene Linien) und FE-Simulation (gestrichelte Linien)

Für eine erweiterte Bewertung des Schutzpotentials wurde zudem ein generisches „optimiertes“ Airbagmodell entwickelt, das ein sehr großes Volumen und einen verhältnismäßig hohen Druck aufweist (Abbildung 63).

Ein derartiger Airbag ließe sich jedoch – zumindest auf absehbare Zeit – nicht praktisch umsetzen. Das optimierte Airbagmodell dient demnach dem theoretischen Aufzeigen von Möglichkeiten bzw. Limitierungen dieses Konzepts.

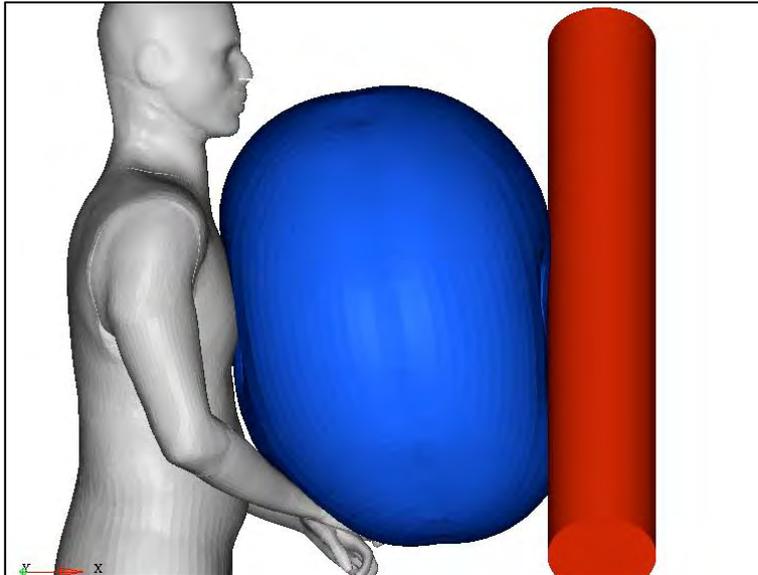


Abbildung 63: Beispielhafte Darstellung optimiertes Airbagmodell

In Tabelle 4 sind die Parameter der erstellten Airbagmodelle nochmals in der Übersicht dargestellt.

Tabelle 4: Übersicht Parameter Airbagmodelle

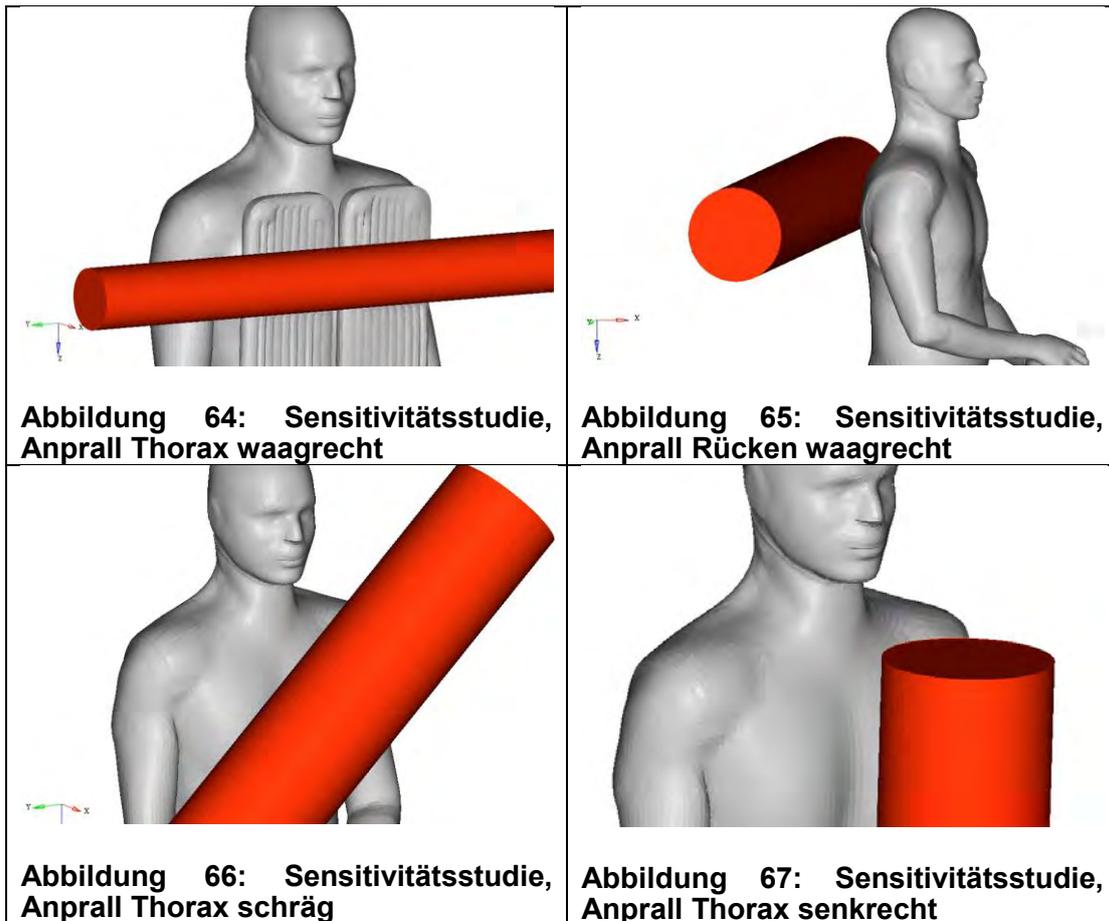
	Modell „aktueller“ Airbag	„optimiertes“ Airbagmodell
Volumen	2 x 6 l	120 l
Druck	ca. 0,6 bar	ca. 1,8 - 2,0 bar
Dicke	ca. 8 cm	ca. 42,5 cm

4 Ermitteltes Potential der Schutzkleidung auf Basis der verletzungsmechanischen FEM-Simulationen

Mit der durchgeführten Kinematikanalyse konnten Schwerpunkte bei den Anprallsituationen ermittelt werden. Zu deren Überprüfung wurden mehrere Unfälle stichpunktartig in Teilabschnitten mittels Mehrkörpersimulationen analysiert. Dabei konnte eine gute Übereinstimmung mit den aus der Kinematikanalyse ermittelten Anprallparametern festgestellt werden. Die Komplexität der Einzelfälle ließ eine MKS-Simulation jedoch nicht immer sinnvoll zu. Die Kinematikanalyse war deshalb zum Abdecken eines möglichst großen Fallkollektivs das Mittel der Wahl hinsichtlich der Anprallszenarien. Es wurden Häufungen bei den typischen Anprallgeschwindigkeiten sowie der Geometrie und Steifigkeit des Anprallobjekts festgestellt, welche als Basis für die nachfolgenden FEM-Simulationen dienen.

4.1 Thorax

Bei der Beschreibung der Anprallkinematik, welche sich auf den Thorax-Bereich des Motorradfahrers bezieht, war aufgrund der häufig komplexen Unfallabläufe eine genaue Beschreibung der Orientierung des Motorradfahrers zum Anprallobjekt nicht möglich. Aus diesem Grund wurde im Vorfeld der weiteren Betrachtungen eine Sensitivitätsstudie durchgeführt. Dazu wurde der generisch erstellte Impaktor in verschiedenen Orientierungen zum Menschmodell positioniert: waagrecht Thorax, waagrecht Rücken, schräg Thorax, senkrecht Thorax (Abbildung 64 bis Abbildung 67).



Unter jeweils identischen Randbedingungen bezüglich Anprallobjekt und Geschwindigkeit wurde festgestellt, dass die schräge Orientierung des Anprallobjekts vor dem Thorax generell in der schwersten Verletzungsausprägung resultiert. Diese Orientierung wurde deshalb im Sinne einer „worst-case“-Abschätzung für die weitere Simulation der Anprallsituationen verwendet.

Bei der Kinematikanalyse wurden vier Schwerpunkte hinsichtlich der Anprallsituationen festgestellt. Diese wurden jeweils ohne Airbag, mit einem aktuellen Airbag und einem optimierten Airbag simuliert. Nachfolgende Abbildung 68 zeigt eine Übersichtsmatrix der durchgeführten Simulationen. Dort sind ebenfalls bereits die prinzipiellen Ergebnisse eingetragen (grün = leichte oder keine Verletzungen zu erwarten, rot = schwere Verletzungen zu erwarten).

			
	0,075 m	0,25 m	Fläche
60 km/h	0 St Opt		
50 km/h		0 St Opt	
25 km/h	0 St Opt		
17 km/h			0 St

■ massive Verletzungen
■ geringe Verletzungsschwere
 O: ohne Airbag; St: Standard Airbag; Opt: optimierter Airbag

Abbildung 68: Matrix der durchgeführten Simulationen („O“ = ohne Airbag, „St“ = aktueller Airbag, „Opt“ = optimierter Airbag; rot = schwere Verletzungen, grün = leichte / keine Verletzungen)

Für die Simulationen wurde das Menschmodell mit der jeweiligen Geschwindigkeit beaufschlagt und prallte gegen das fixierte Objekt mit dem jeweiligen Radius. Das Anprallobjekt wurde vereinfachend als ideal steif modelliert, da im betrachteten Unfallgeschehen ebenfalls sehr häufig hohe und sehr hohe Steifigkeiten festgestellt wurden. Der prinzipielle Aufbau der Simulationen ist in Abbildung 69 beispielhaft für das Anprallobjekt mit einem Radius von 0,075 m und dem aufgeblasenen Modell des aktuellen Airbags dargestellt.

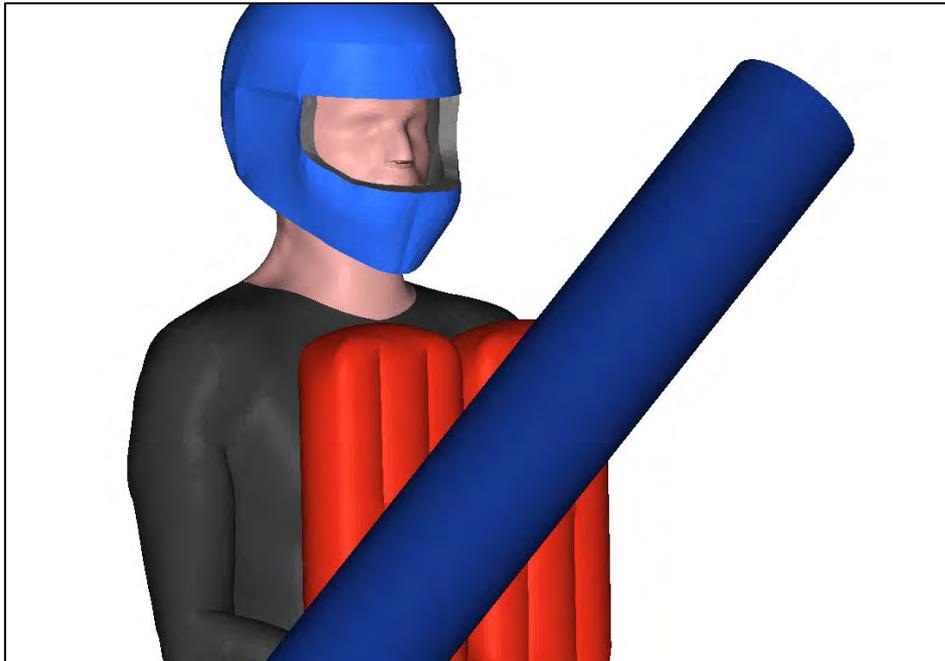
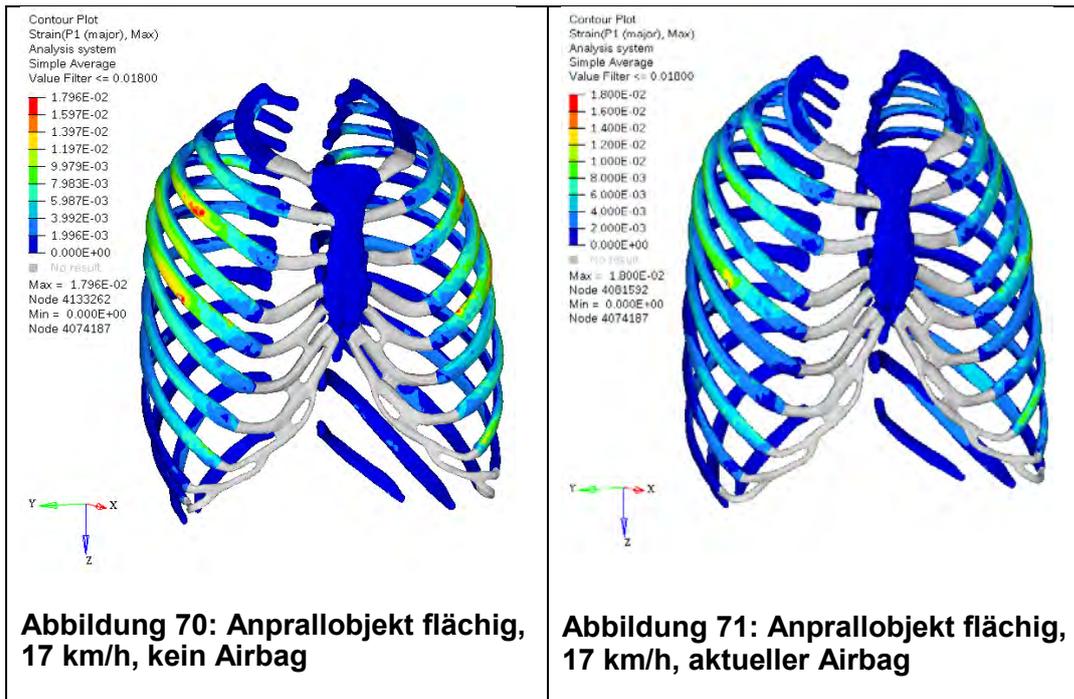


Abbildung 69: Prinzipieller Aufbau FE-Simulation generische Szenarien (Radius Anprallobjekt 0,075 m)

Als Parameter für die Bewertung der Belastungen bzw. der Verletzungsschwere wurde die Thoraxeindrückung am Modell entsprechend der allgemein etablierten Methodik nach Poulard et. al (2015) gemessen. Zusätzlich wurden die frakturierten Rippen dokumentiert. In den nachfolgenden Abbildungen wird zudem für die einzelnen Anprallsituationen der knöchernen Thorax (kortikaler Knochen) visualisiert.

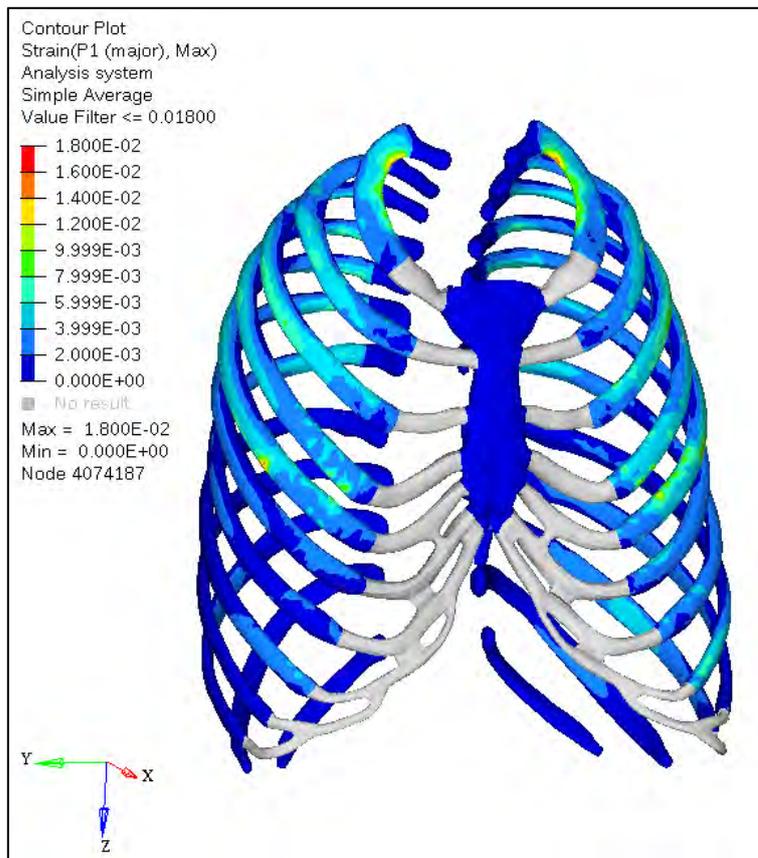
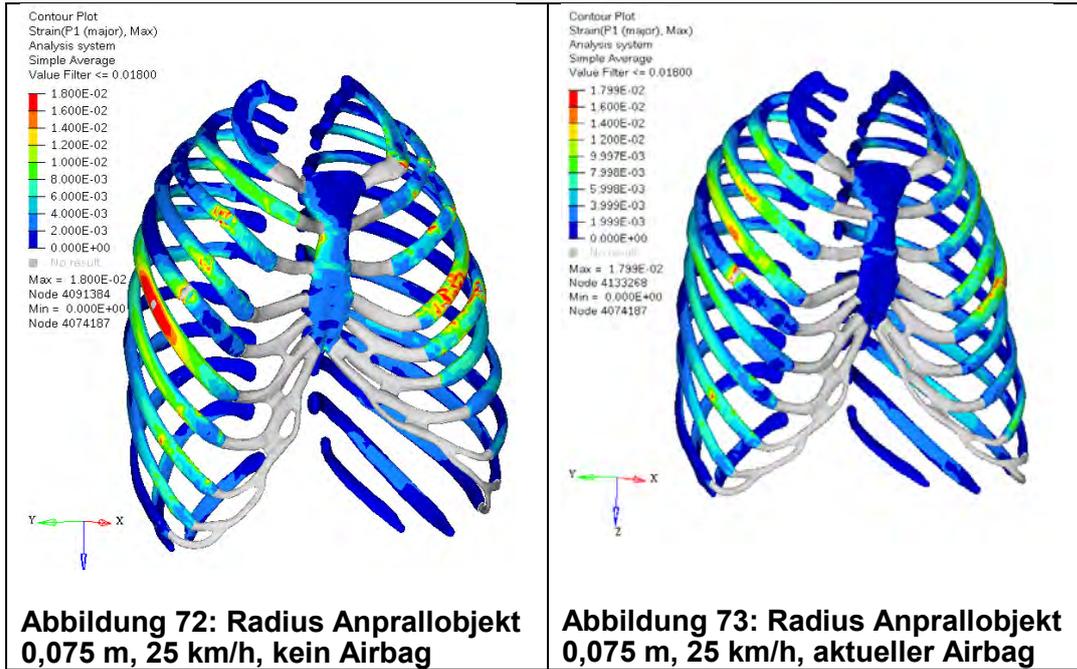
Stellt man zunächst die Belastung des Thorax bei einem Anprall auf eine ebene Fläche mit ca. 17 km/h dar, so ergibt sich diese in Abbildung 70 (ohne Airbag) und Abbildung 71 (mit aktuellem Airbag). Die Thoraxeindrückung wurde jeweils mit ca. 52 mm gemessen. Es waren sowohl in der Simulation ohne Airbag als auch mit Airbag keine Rippenfrakturen zu beobachten. Dies lässt sich dahingehend bewerten, als dass keine nennenswerten Verletzungen für den Motorradfahrer zu erwarten wären. Dies erscheint aufgrund der verhältnismäßig geringen Geschwindigkeit sowie flächigen Kräfteinleitung nachvollziehbar.



Bei einem Anprall des Motorradfahrers mit 25 km/h gegen ein Objekt mit 0,075 m Radius ist ohne Airbag bereits eine Thoraxeindrückung von 75 mm festzustellen. Weiter sind die 1. und 2. Rippe links sowie die Rippen 3, 4, 5 und 6 beidseitig frakturiert (Abbildung 72). Es wäre in diesem Fall bereits von sehr schweren (möglicherweise lebensbedrohlichen) Thoraxverletzungen auszugehen.

Mit einem aktuellen Airbag lässt sich die Thoraxeindrückung auf 63 mm reduzieren. Es ist lediglich die 5. Rippe beidseits frakturiert (Abbildung 73). Dies bedeutet eine deutliche Minderung der Verletzungsfolgeschwere.

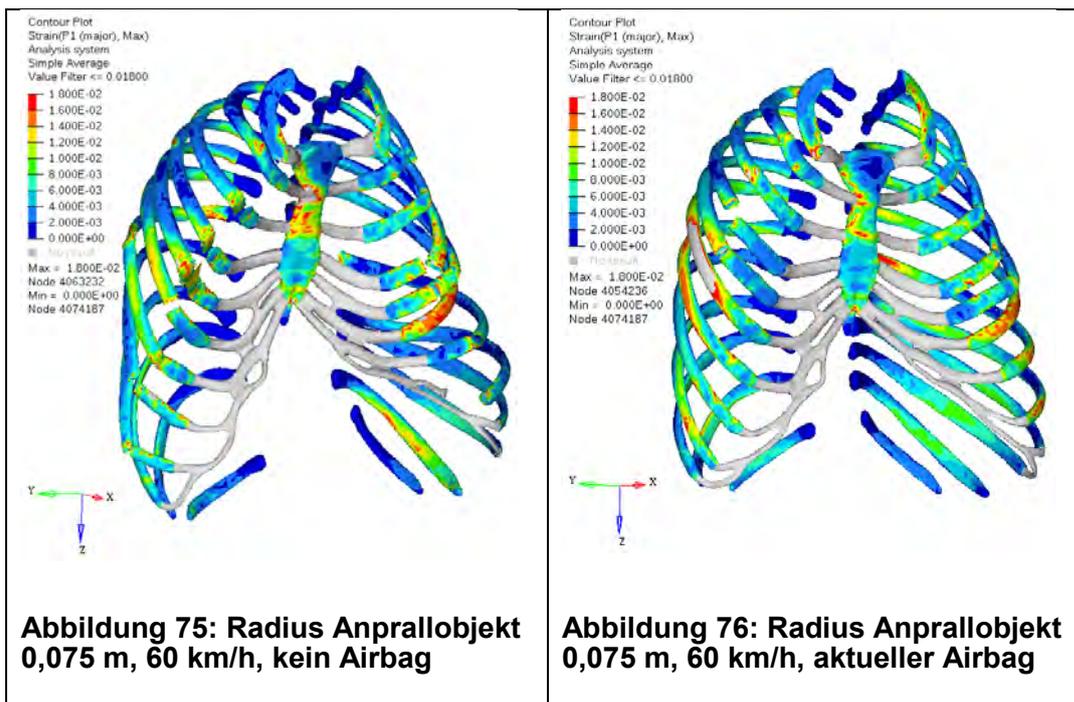
Mit dem optimierten Airbagmodell reduziert sich die Thoraxeindrückung auf 62 mm, zudem sind keine Rippenfrakturen mehr zu beobachten (Abbildung 74). Es wären demnach, wenn überhaupt, nur eher leichte Verletzungsfolgen zu erwarten.



Der Anprall mit 60 km/h auf ein Objekt mit einem Radius von 0,075 m stellt eine nochmals deutlich höhere Belastung dar. Ohne Airbag beträgt die Thoraxeindrückung 102 mm. Alle Rippen sind frakturiert (Abbildung 75). Dies wäre mit akut lebensbedrohlichen Verletzungen gleichzusetzen.

Mit einem aktuellen Airbag würde sich eine Reduktion der Eindrückung auf 96 mm erreichen lassen. Es wären immer noch die 1., 2., 3., 4., 5. und 6. Rippe beidseits sowie die 7. Rippe rechts gebrochen (Abbildung 76). Eine relevante Minderung der Verletzungsfolgen wäre nicht zu erwarten. Aktuelle Schutzkleidung wäre spätestens bei diesen Anforderungen überfordert.

Mit einem optimierten Airbag reduziert sich die Thoraxeindrückung in der Simulation auf 82 mm. Es ist lediglich die 1. Rippe beidseitig gebrochen (Abbildung 77). Es wäre von einer deutlichen Belastungsreduktion auszugehen, welche in einer eher erheblich geringeren Verletzungsschwere resultiert.



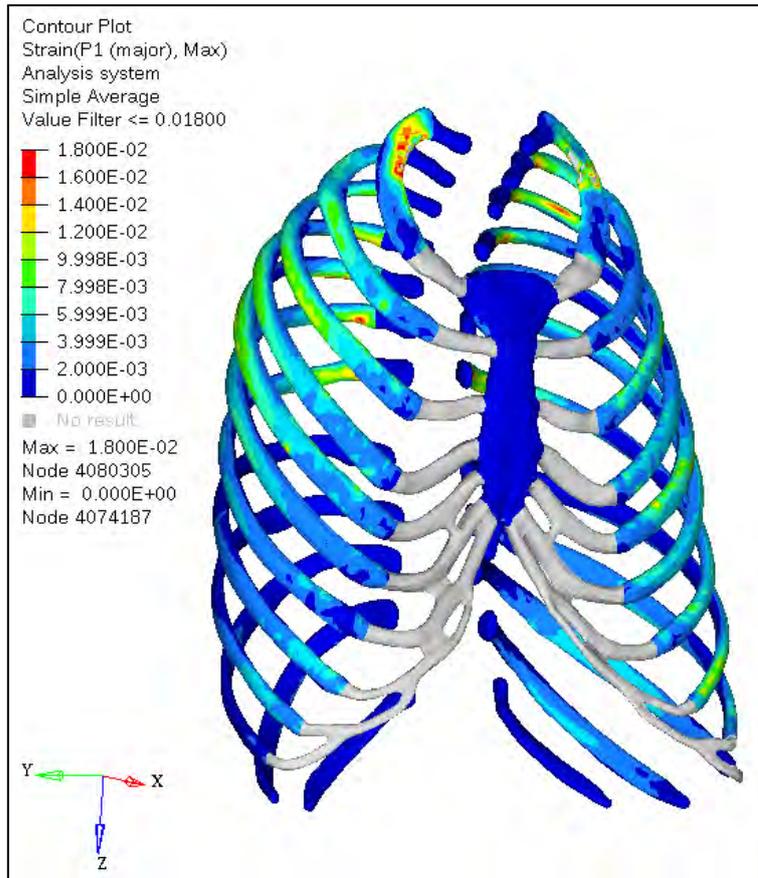
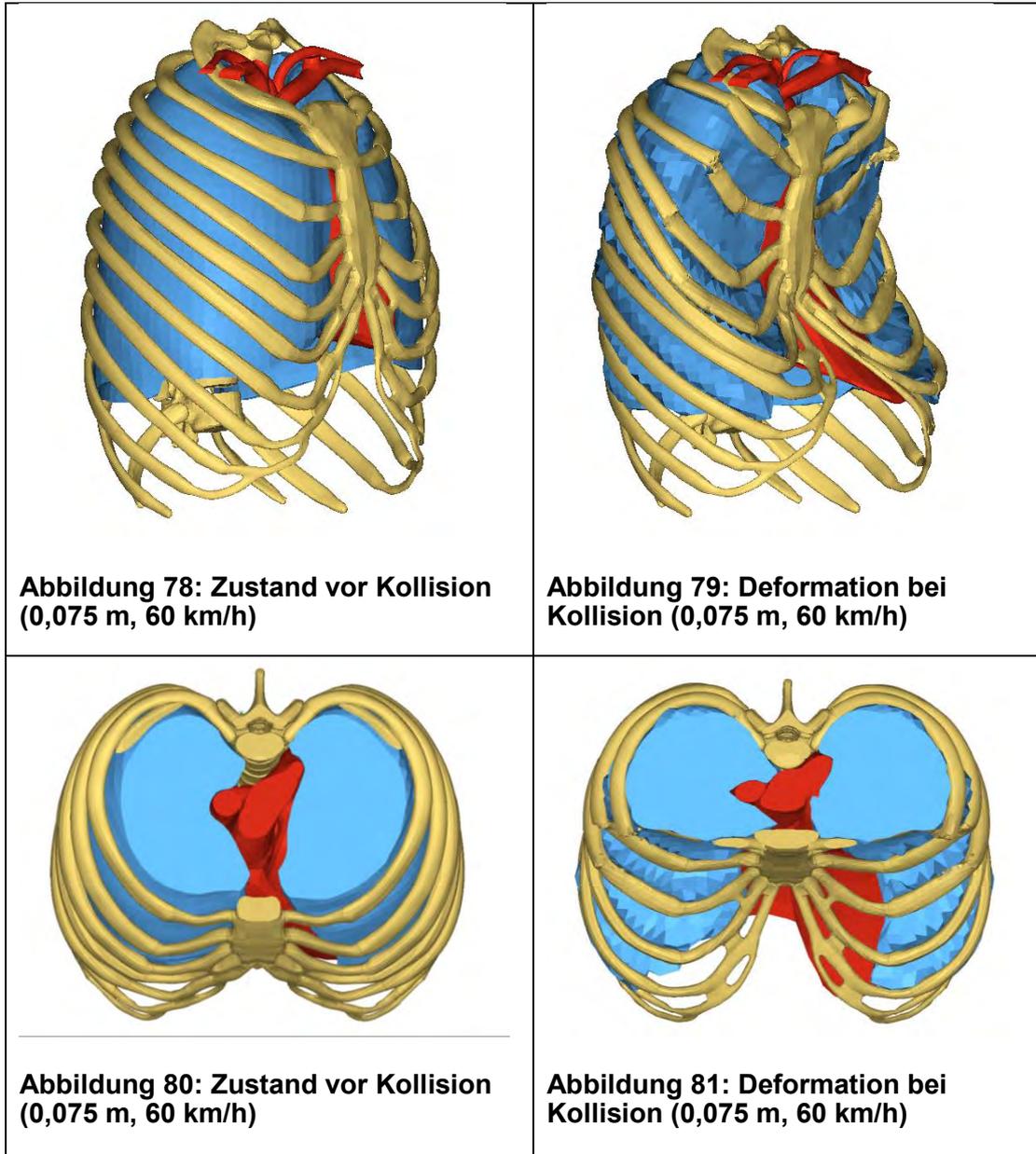


Abbildung 77: Radius Anprallobjekt 0,075 m, 60 km/h, optimierter Airbag

Für den beispielhaften Anprall des Motorradfahrers mit 60 km/h gegen ein Objekt mit 0,075 m Radius (ohne Airbag) wurde zusätzlich der Thorax samt Herz und Aorta sowie der Lunge im Ausgangszustand (Bilder links) sowie im Zustand der maximalen Belastungen (Bilder rechts) in Abbildung 78 bis Abbildung 81 visualisiert.

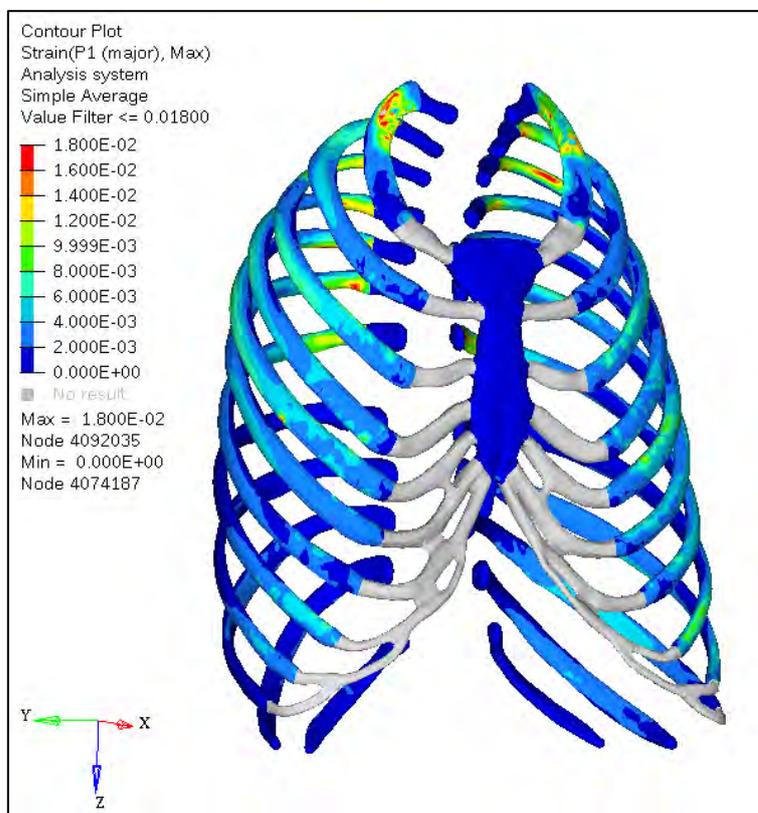
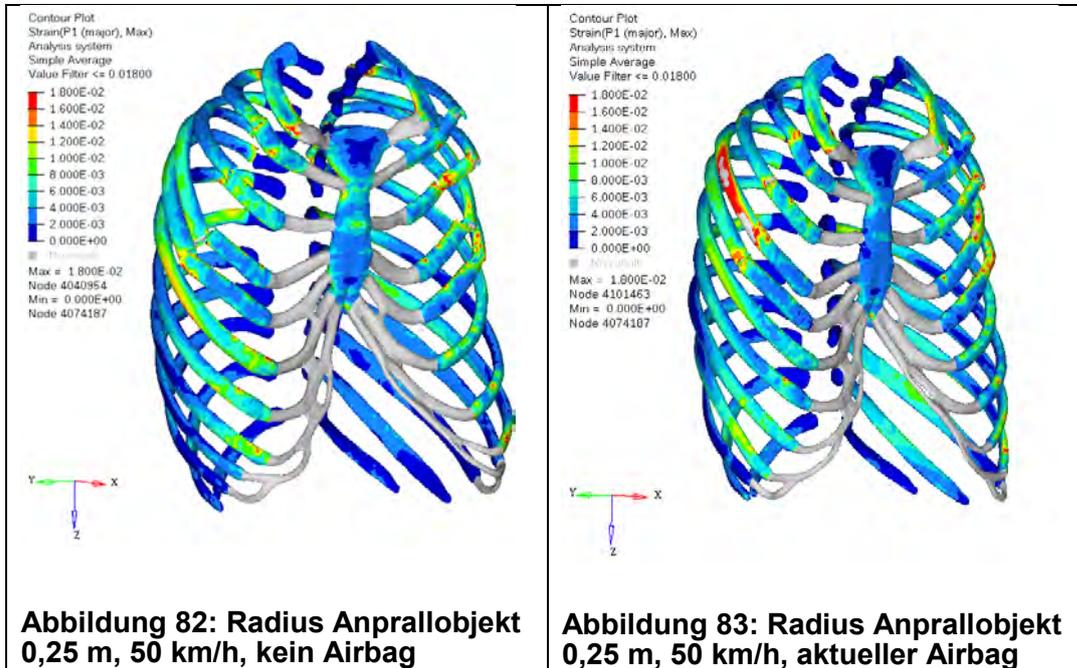
Es wird deutlich, dass nicht nur der knöcherne Thorax erheblichen Belastungen ausgesetzt ist, sondern durch die resultierenden Deformationen auch der Überlebensraum für die innenliegenden Organe in kritischem Maße beschränkt wird. Eine weitere Bewertung der Verletzungen erfolgte hier nicht.



Der Anprall des Motorradfahrers mit 50 km/h gegen ein Objekt mit einem Radius von 0,25 m ist in Abbildung 82 bis Abbildung 84 dargestellt. Ohne Airbag ist von einer Thoraxeindrückung von 104 mm auszugehen. Bei dem Modell sind die 1., 2., 3., 4. und 5. Rippe, wahrscheinlich auch die 6. und 7. Rippe beidseitig frakturiert. Lebensbedrohliche Verletzungen wären die Folge.

Mit einem aktuellen Airbag reduziert sich die Eindrückung auf 93 mm, wengleich immer noch die 1., 2., 3., 4. und 5. Rippe beidseitig frakturiert sind. Dies entspricht einer annähernd vernachlässigbar geringen Belastungsreduktion.

Das optimierte Airbagmodell reduziert die Eindrückung auf 82 mm. Es ist lediglich von einer Fraktur der 1. Rippe beidseitig auszugehen. Folglich ist eine deutliche Reduktion des Verletzungsrisikos zu erwarten.



Um die Grenzen des optimierten Airbagmodells aufzuzeigen, wurde ergänzend eine Simulation mit 90 km/h Anprallgeschwindigkeit gegen ein Objekt mit 0,075 m Radius durchgeführt (Abbildung 85). Selbst mit diesem Airbag lässt sich eine Thoraxeindrückung von 99 mm messen. Zudem sind die 1., 2., 3., 4. und 5. Rippe beidseitig und die 6., 7., 8. und 9. Rippe rechts frakturiert.

Ein Übertrag auf das Unfallgeschehen ist jedoch nur mit Vorsicht möglich. Es ist zudem davon auszugehen, dass ein optimierter Airbag auch schon bei geringeren Geschwindigkeiten (ca. 70 km/h) am Ende seiner Wirksamkeitsspanne ankommt.

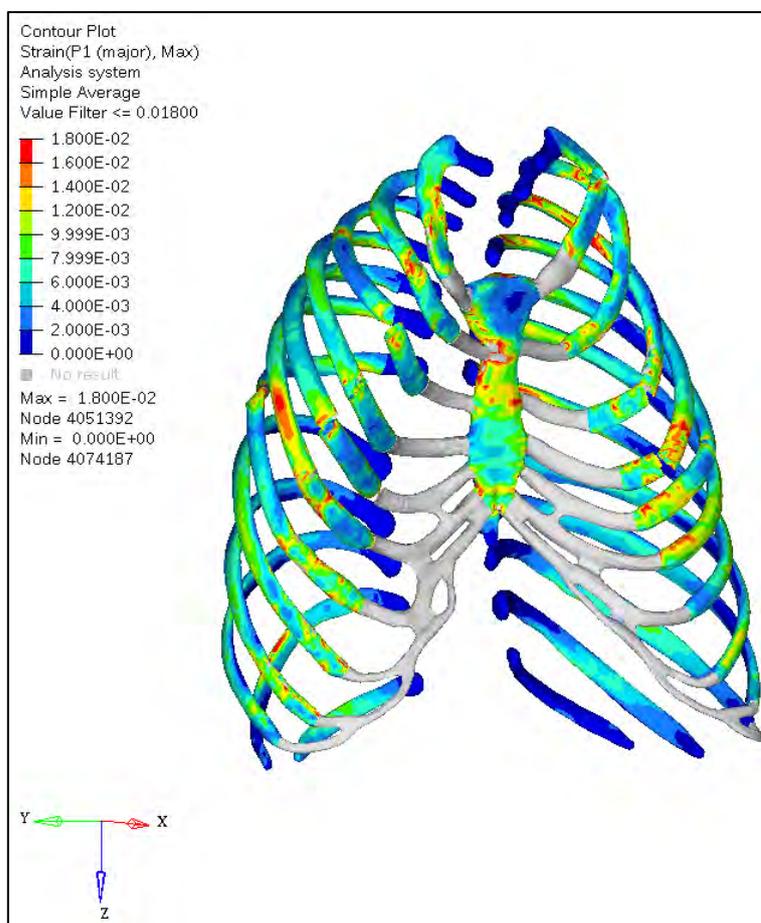


Abbildung 85: Radius Anprallobjekt 0,075 m, 90 km/h, optimierter Airbag

Um die Vereinfachung des Anprallobjekts in den Simulationen auf einen starren Zylinder mit konstantem Radius abzusichern, wurden ergänzend Anprallsituationen aus Realunfällen mittels FEM nachgebildet. Für den ermittelten Radius des Anprallobjekts von 0,075 m wurde dafür eine Kollision eines Motorradfahrers mit der Seite eines Pkws und dem resultierenden Thoraxanprall an der Dachkante simuliert (Abbildung 86). Die Anprallgeschwindigkeit des Motorradfahrers beträgt 30 km/h, die

Geschwindigkeit des abbiegenden Pkws wurde vereinfachend auf Null gesetzt.



Abbildung 86: FE-Simulation Anprall Motorradfahrer (30 km/h) gegen Seite / Dachkante Pkw

Bei dem Anprall gegen die Dachkante wurde der Thorax um 73 mm eingedrückt. Es war eine Fraktur der 1., 3., 4. und 5. Rippe beidseitig zu beobachten.

Dies deckt sich verhältnismäßig genau mit den Ergebnissen des generischen Anprallszenarios „Anprall mit 25 km/h gegen Objekt mit 0,075 m Radius“. Dort wurde eine Thoraxeindrückung von 75 mm sowie Frakturen der 1. und 2. Rippe links sowie die Rippen 3, 4, 5 und 6 beidseitig festgestellt. Die Annahme, Anprallobjekte wie z.B. Fahrzeugstrukturen in der FE-Simulation als vereinfachtes Objekt darzustellen, ist demnach in Hinblick auf die Verletzungsanalyse als hinreichend genau zu bewerten.

4.2 Untere Extremitäten

In den analysierten Realunfällen wurde bezüglich des Anpralls der unteren Extremitäten gehäuft beobachtet, dass der Motorradfahrer mit dem Knie gegen Strukturen eines Pkws prallte. Aus diesem Grund wurde ein Realunfall zunächst zur Eingrenzung möglicher Anprallparameter mittels Mehrkörpersimulation rekonstruiert. Anschließend wurde die Belastung auf den distalen Femur mit FE-Modellen ermittelt.

Als Unfallsituation wurde eine Kollision zwischen einem Pkw und einem Motorrad ausgewählt. Der Pkw wollte eine Kreuzung überqueren (ca. 55 – 65 km/h), der Motorradfahrer in einem etwas größeren Radius nach links abbiegen (ca. 35 – 40 km/h). Dabei kam es zur Kollision mit Anprall im rechten Frontbereich des Pkws (Abbildung 87). Das linke Knie des Motorradfahrers kollidierte mit dem rechten Kotflügel des Pkws.

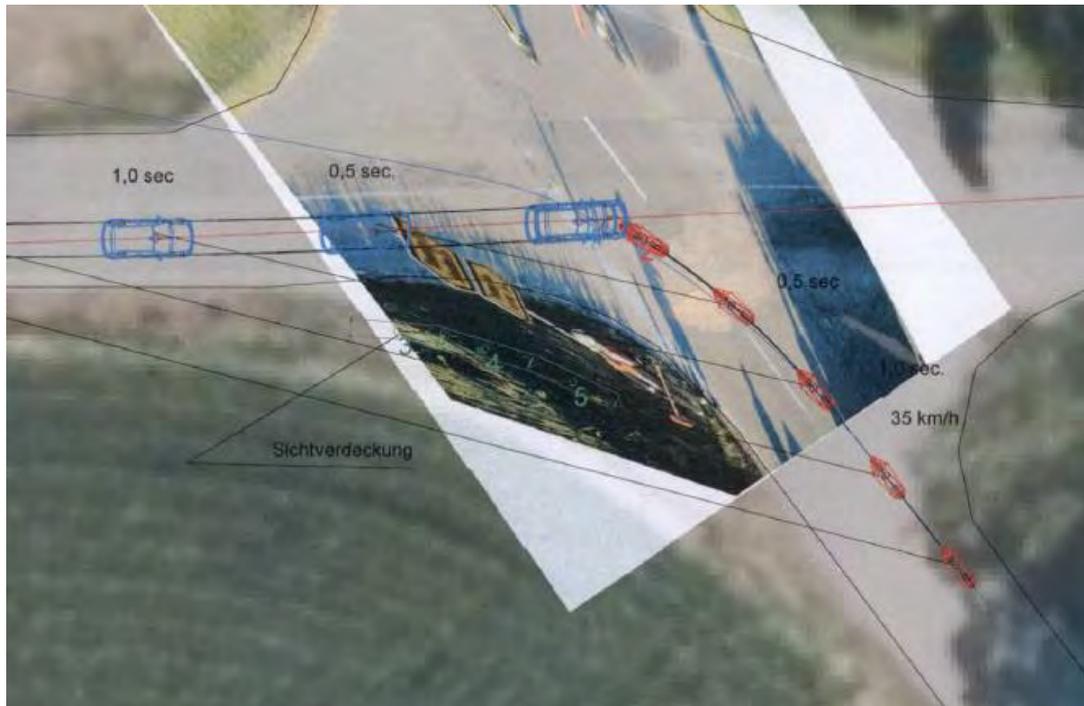


Abbildung 87: Unfallskizze Realunfall Knieanprall

Stellt man die Kontaktsituation zum Zeitpunkt des Kniekontakts in der MKS-Simulation dar, so ergibt sich dieser wie in Abbildung 88 und Abbildung 89. Die relative Geschwindigkeit zwischen Knie und Kotflügel konnte aus der Simulation mit ca. 30 km/h ermittelt werden.



Abbildung 88: Mehrkörpersimulation des Knieanpralls mit dem Kotflügel des Pkw

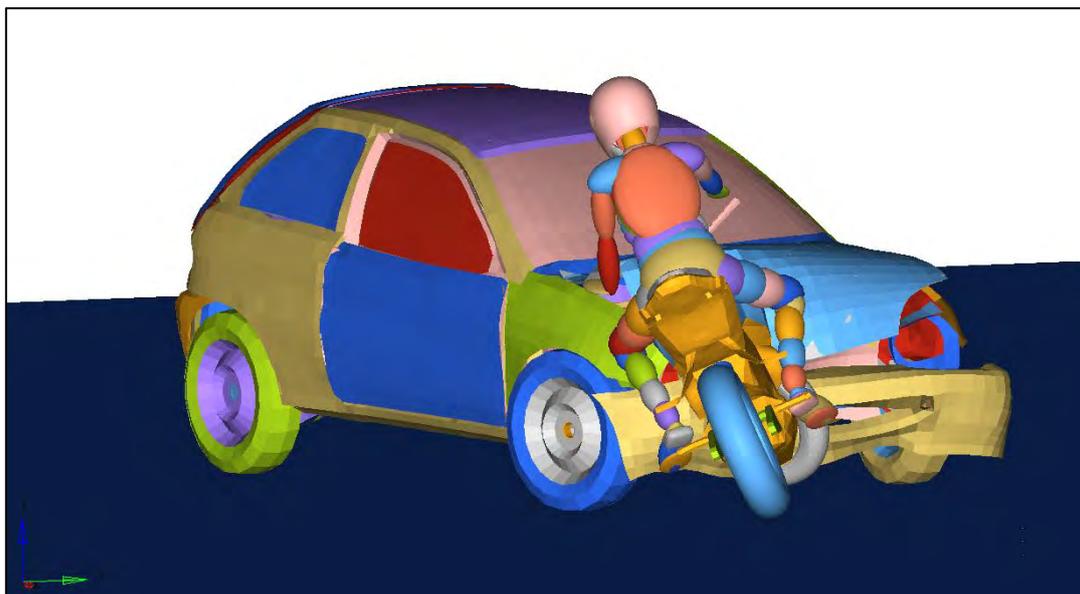


Abbildung 89: Mehrkörpersimulation des Knieanpralls mit dem Kotflügel des Pkw

Darauf aufbauend wurde das mögliche Schutzpotential eines Airbags für vergleichbare Szenarien untersucht (Abbildung 90 und Abbildung 91). Die Dicke des Airbagmodells betrug ca. 15 mm.

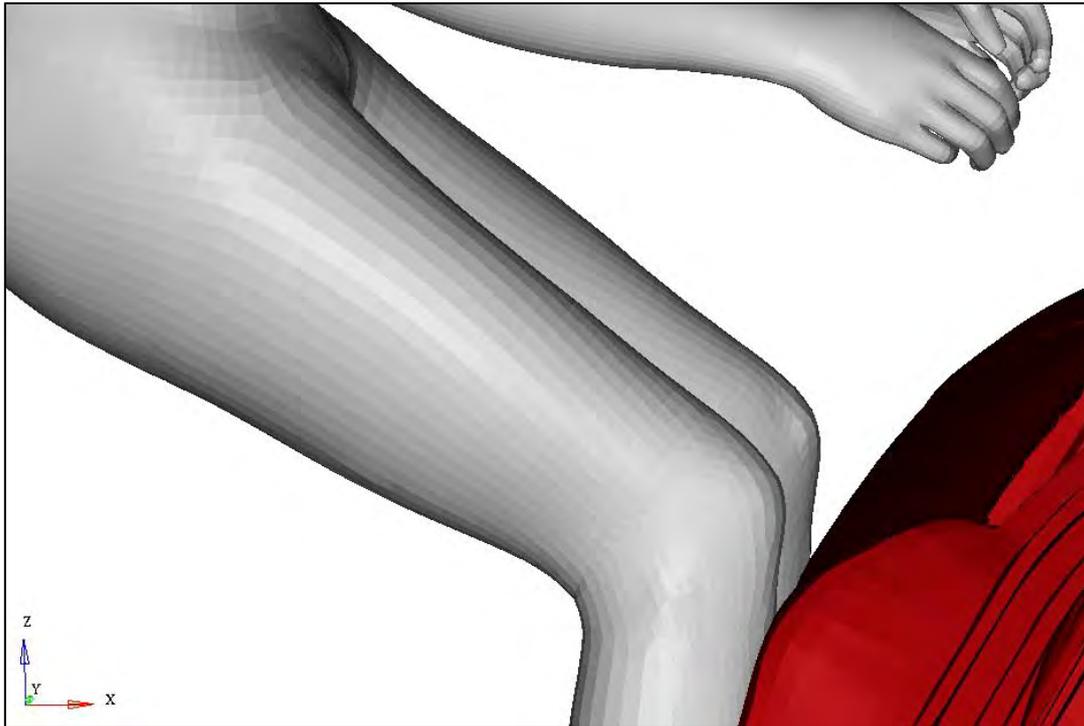


Abbildung 90: Knieanprall ohne Airbag

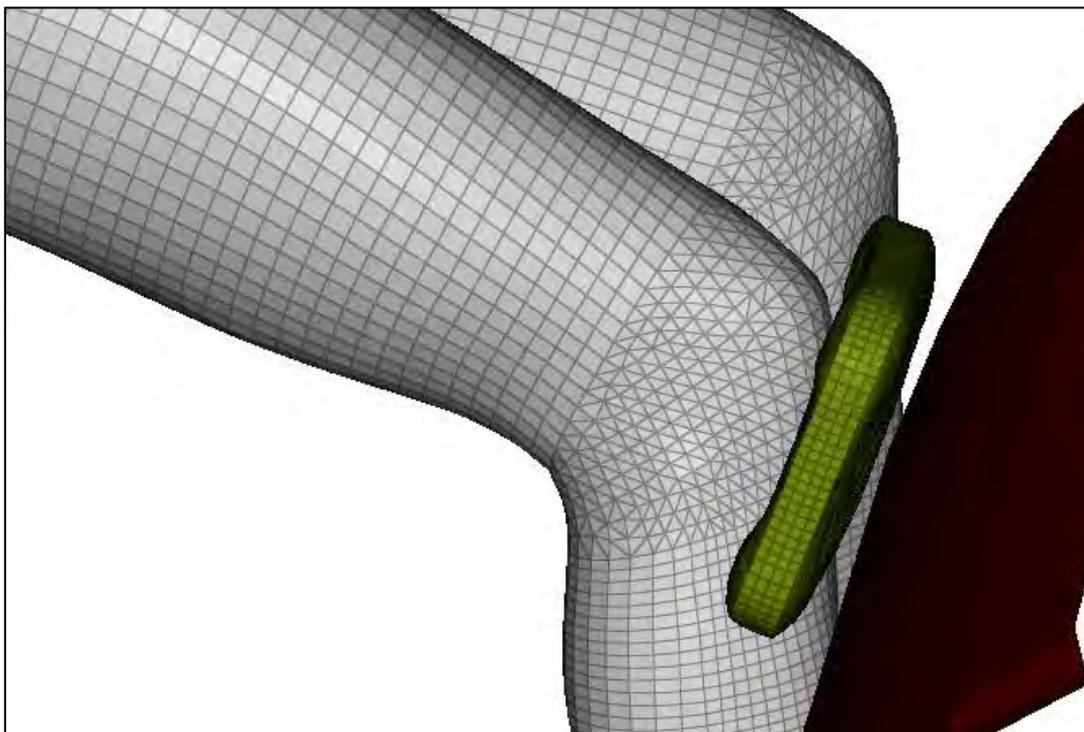
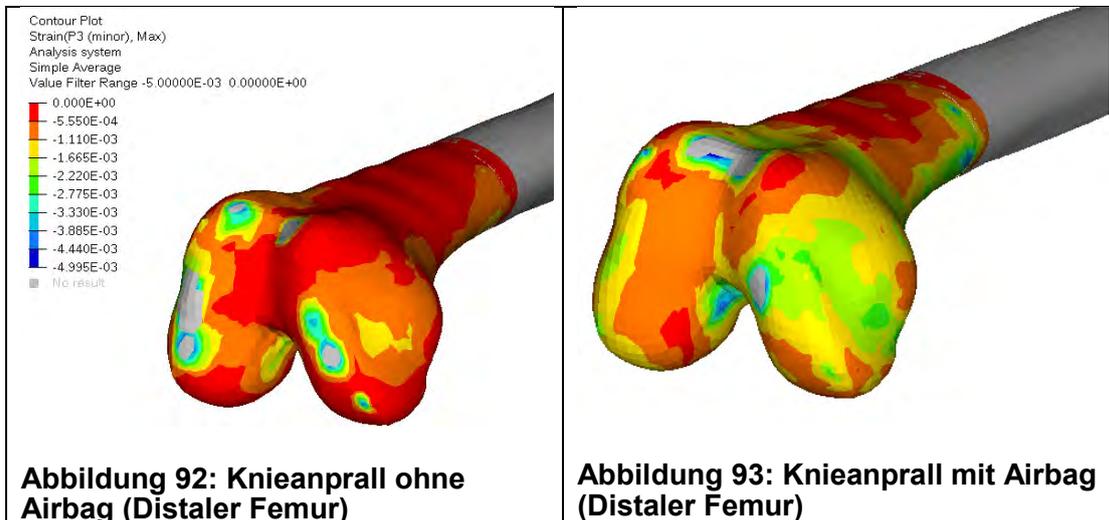


Abbildung 91: Knieanprall mit Airbag

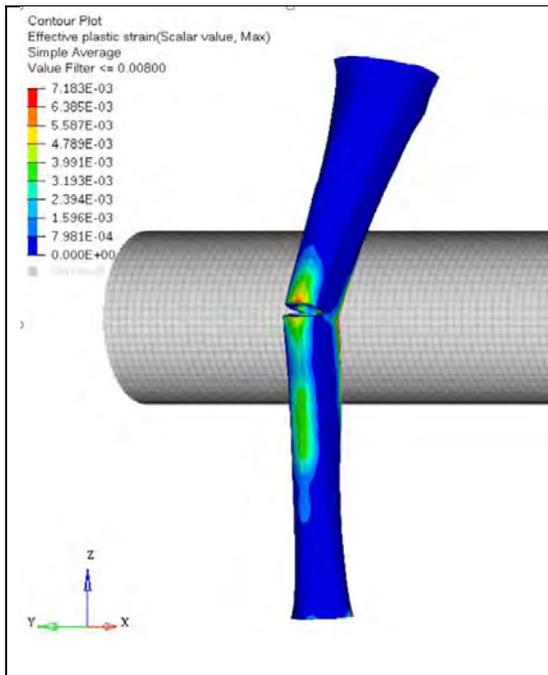
Stellt man die lokalen Verformungen des distalen Femurs aufgrund der Belastungen dar, so ergibt sich diese wie in Abbildung 92 (ohne Airbag) und Abbildung 93 (mit Airbag). Es lässt sich eine leicht reduzierte lokale Deformation (Kompression) feststellen.

Eine abschließende Bewertung hinsichtlich der möglichen Verletzungsreduktion ist allerdings an dieser Stelle nicht möglich, da für das verwendete Menschmodell keine entsprechend verwertbaren Korrelationen vorlagen, die einen derartigen Übertrag verlässlich ermöglichen.

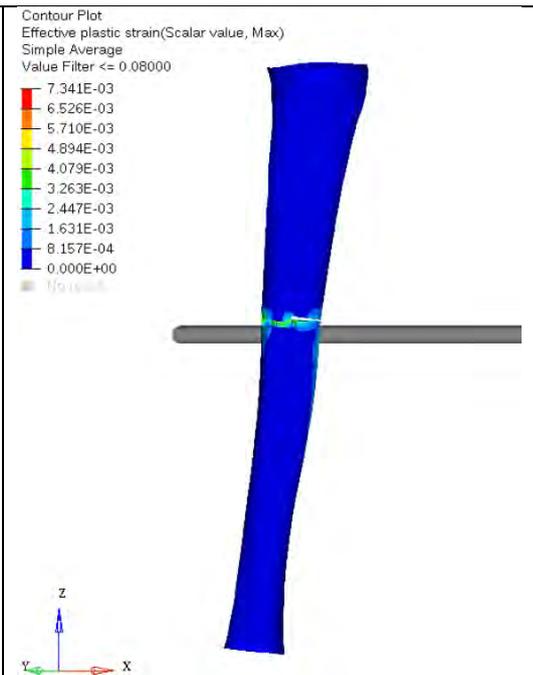


Als weitere Arbeitshypothese wurde der Anprall von unteren Extremitäten (Tibia) an einen Pfosten einer Leitschiene untersucht. Die Geometrie wurde mit 5 cm und 0,5 cm bestimmt, was einem Anprall an den eher flächigen Teil des Pfostens bzw. den annähernd linienförmigen Kontakt beim Anprall an die Kante abbilden soll. Die Anprallgeschwindigkeit wurde mit 30 km/h festgelegt. Stellt man die Simulationen ohne Protektor dar, so ist in beiden Szenarien eine Fraktur der Tibia zu beobachten (Abbildung 94 und Abbildung 95).

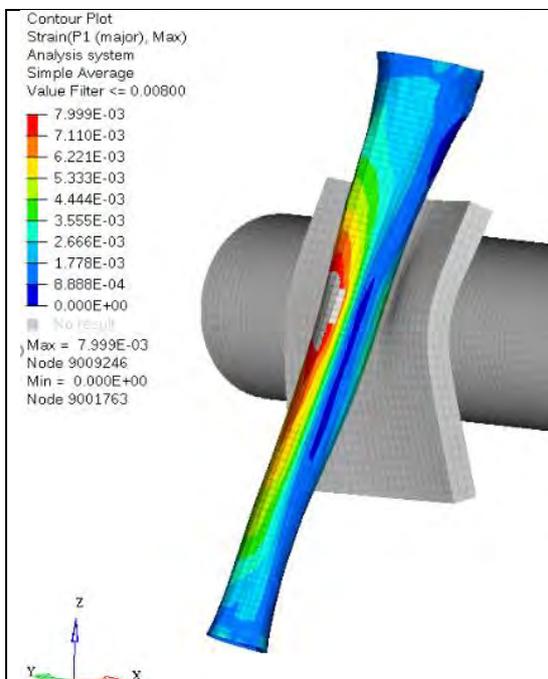
Positioniert man einen modellhaften und validierten Schaumprotektor mit einer Dicke von ca. 15 mm vor der Tibia, so ist unter sonst unveränderten Randbedingungen bei dem Anprall an das Objekt mit 5 cm Radius aufgrund der Kraftverteilung und Energieabsorption keine Fraktur mehr zu beobachten (Abbildung 96). Der Anprall an das annähernd linienförmige Objekt ist nach wie vor mit einer Fraktur verbunden, da der Protektor aufgrund der lokal stark begrenzten Belastung sein mögliches Schutzpotential nur unzureichend entfalten kann (Abbildung 97).



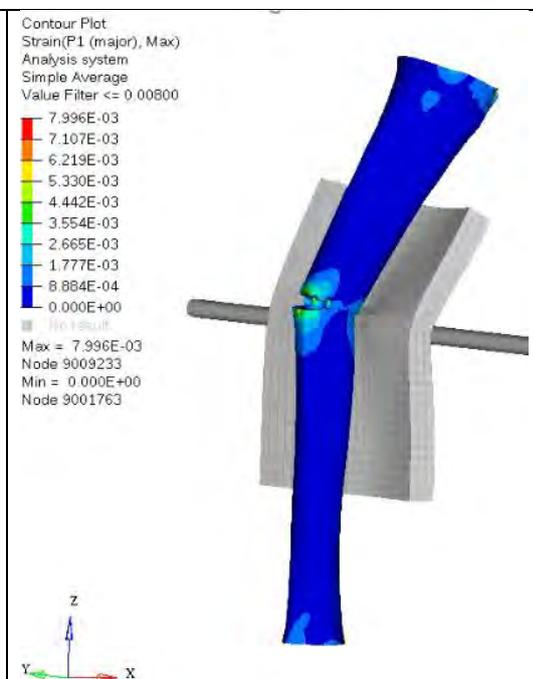
**Abbildung 94: Anprall Tibia 30 km/h,
Objektradius 5 cm**



**Abbildung 95: Anprall Tibia 30 km/h,
Objektradius 0,5 cm**



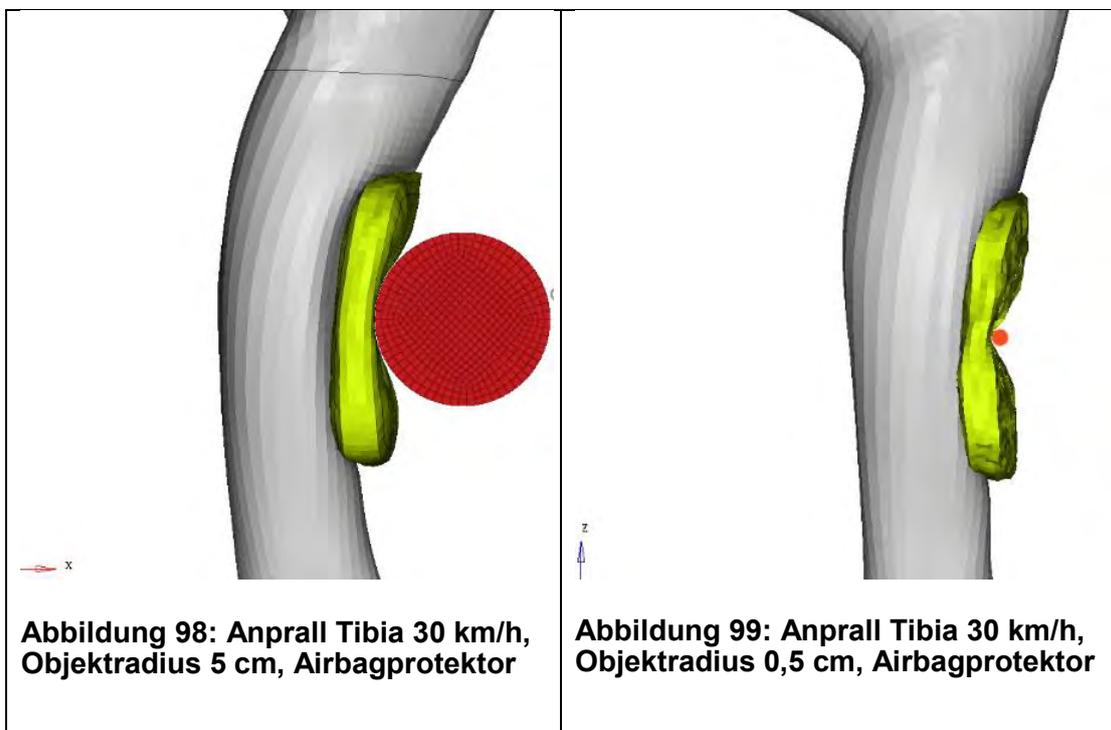
**Abbildung 96: Anprall Tibia 30 km/h,
Objektradius 5 cm, Schaumprotector**



**Abbildung 97: Anprall Tibia 30
km/h, Objektradius 0,5 cm,
Schaumprotector**

Ersetzt man den Schaumprotector durch einen Airbag mit einer Dicke von ebenfalls 15 mm, so wird deutlich, dass dieser in beiden Szenarien aufgrund der lokal begrenzten Krafteinleitung annähernd ohne ein Schutzpotential zu entfallen zusammengedrückt wird (Abbildung 98 und Abbildung 99).

Für ein derartiges Anwendungsszenario erscheint ein Airbag in der Schutzkleidung demnach nicht zielführend. Die Schutzwirkung eines konventionellen Schaumprotectors ist dort als deutlich höher einzuschätzen.



5 Empfehlungen zur Effektivitätsbewertung und zum Tragen intelligenter Schutzkleidung

Nachfolgend werden basierend auf den erarbeiteten Ergebnissen aus der Kinematikanalyse und den durchgeführten Simulationen mögliche Verbesserungsvorschläge für eine Überarbeitung der Testverfahren vorgestellt.

5.1 Prüfaufbau und Bewertung

Vorab ist festzuhalten, dass eine Umsetzung der Erkenntnisse aus den Simulationen bis auf Weiteres nur mit physikalischen Tests möglich erscheint. Eine rein rechnergestützte Betrachtung ist noch mit Unabwägbarkeiten sowohl in der Modellierung von Airbags als auch der letztendlichen Bewertung behaftet.

Im Unfallablauf ist prinzipiell festzuhalten, dass der Motorradfahrer mit seinem Körper gegen ein Objekt prallt. Dies bedeutet, dass für eine realitätsnahe Bewertung entsprechend die Masse des Motorradfahrers (etwa mit 75 kg) zu berücksichtigen ist. Die Umsetzung kann beispielsweise mit einem Dummy oder einem angepassten Prüfkörper (plus Zusatzgewicht) erfolgen. Zudem ist anzustreben, dass der Prüfkörper samt Schutzkleidung und Airbag auf das Objekt prallen sollte, nicht - wie bisher - das Objekt auf den fixierten Airbag.

Das Ziel des Einbringens einer realistischen kinetischen Energie ist hierbei vorrangig. Ein wie bislang inverser Aufbau (Objekt prallt auf den Airbag) kann dieses Ziel auch erfüllen, bedarf aber genauerer Überprüfung. Abweichungen der eingetragenen kinetischen Energie nach unten bedürfen in jedem Fall einer substantiellen Analyse der Möglichkeiten des Schutzwirkungsnachweises, um suboptimierte Systeme bzw. Produkte zu verhindern. Ein positiv absolvierter Normtest ohne für das Realunfallgeschehen relevanten wirksamen Schutz ist keinesfalls akzeptabel.

Zur Umsetzung und Bewertung wäre ein geeigneter Dummy mit entsprechenden Messmöglichkeiten vorzuschlagen (z.B. Hybrid III Dummy und Messung der Thoraxkompression). Bei einem andersartigen Impaktor, der keine etablierte Prozedur zur Deformationsmessung beinhaltet, würde für eine fundierte Bewertung der Schutzwirkung die Notwendigkeit bestehen, aufwändige Korrelationen zwischen Kräfteinwirkung und zu

erwartender Belastung (z.B. Beschleunigung vs. Verletzungsrisiko etc.) herzustellen.

5.1.1 Prüfgeschwindigkeit

Mit der aktuellen Prüfgeschwindigkeit (ca. 4,5 m/s, entspricht ca. 16 km/h) ist bereits der aus der Kinematikanalyse ermittelte Anprall auf die Straße (mit ca. 17 km/h) abgedeckt. Aus der FE-Simulation ergeben sich hierbei auch ohne Airbag keine Rippenfrakturen und nur eine verhältnismäßig geringe Thoraxeindrückung. Es wären keine schweren bzw. nur leichte oder gar keine Verletzungen zu erwarten.

Der zweite Schwerpunkt der Anprallgeschwindigkeit aus der Kinematikanalyse ergibt sich bei ca. 25 km/h. Aus der Simulation ist eine Reduktion von beidseitigen Rippenserienfrakturen und 75 mm Thoraxeindrückung auf eine beidseitige Fraktur einer Rippe und eine Thoraxeindrückung von 63 mm zu beobachten. Dies entspricht zu erwartenden sehr schweren Thoraxverletzungen ohne Airbag bzw. einer Reduktion auf „leichtere“ Thoraxverletzungen mit Airbag.

Entsprechend ist hier vorzuschlagen, in einer ersten Stufe die Prüfgeschwindigkeit von ca. 16 km/h auf ca. 25 km/h anzuheben, um dieses aus der Realunfallanalyse ermittelte Szenario besser abdecken zu können. Bei bis zu 25 km/h Anprallgeschwindigkeit ist eine Schutzwirkung eines Airbags, der die heutigen Standards erfüllt, bereits akzeptabel, wäre aber noch etwas zu optimieren.

Für zukünftige Entwicklungen wären in einem weiteren Schritt die Schwerpunkte bei 50 km/h und 60 km/h zu diskutieren. Aus der Simulation ist für diese Szenarien keine nennenswerte Belastungsreduktion mit einem aktuellen Airbag festzustellen. Hier würde nur ein „optimierter“ Airbag helfen. Da diese Szenarien aber insbesondere bei schweren Unfällen als relevant erkannt wurden, ist eine zukünftige Anpassung der Testkonfigurationen bzw. Anhebung der Prüfgeschwindigkeit vorzuschlagen.

5.1.2 Geometrie Impaktor / Prüfobjekt

Der bisherige Radius des Impaktors ist in der Norm mit 12,5 mm vorgeschrieben. Aufgrund der erkannten Schwerpunkte in der Kinematikanalyse ist zu empfehlen, den Radius in Kombination mit abgeändertem Prüfaufbau zu erhöhen. Als Empfehlung für einen ersten Schritt ist ein Radius von ca. 75 mm zu diskutieren. Daneben kann eine

großflächige Lasteinleitung durch einen flachen Körper, was dem Aufprall z.B. auf die Straße entsprechen würde, ergänzend angebracht sein. Für die entfernte Zukunft muss auch ein Radius von 0,25 m in Kombination mit höheren Prüfungsgeschwindigkeiten einbezogen werden.

5.2 Fazit und Empfehlungen zum Tragen von intelligenter Schutzkleidung

Aktuell gilt in Deutschland für die zugelassene und kennzeichnungspflichtige Vermarktung von Motorradfahrer-Schutzkleidung bzw. den darin enthaltenen Protektoren und Airbags die Norm die DIN EN 1621, Teil 1 – 4. Dort werden u.a. Prüfverfahren zur Bestimmung der Aufpralldämpfung und Verteilung der Aufprallkräfte festgelegt. So dürfen z.B. Brustprotektoren bei dem Anprall eines Prüfkörpers mit einem Gewicht von ca. 5 kg bei ca. 16 km/h nur gewisse Restkräfte erlauben. Aufblasbare Protektoren für Motorradfahrer werden bezüglich diverser Parameter separat behandelt (z.B. Interventionszeit, Standzeit), werden allerdings hinsichtlich der Schutzwirkung bzw. Anpralldämpfung nach einer identischen Vorgehensweise wie konventionelle Protektoren getestet. Die erlaubten Restkräfte sind dabei geringer als jene für konventionelle Protektoren.

Ein Thorax-Airbag kann insbesondere bei eher geringen Anprallgeschwindigkeiten Verletzungsfolgen reduzieren. Dies bedeutet, dass insbesondere bei eher leichten Unfällen ein gutes Schutzpotential vorhanden ist. Allerdings wären in entsprechenden Anprallszenarien auch ohne bzw. mit konventioneller Schutzkleidung keine schwersten Verletzungsfolgen zu erwarten. Zudem ist zu berücksichtigen, dass Thoraxverletzungen in diesem leichten Unfallkollektiv nicht übermäßig häufig auftreten. Hier stehen insbesondere Verletzungen an den Extremitäten im Vordergrund.

Bei schwereren Unfällen mit höheren Anprallgeschwindigkeiten nimmt die Relevanz an schweren Thoraxverletzungen deutlich zu. Allerdings nimmt in gleichem Maße das Schutzpotential von Airbags in der Schutzkleidung ab. Umso höher die Anprallgeschwindigkeit des Motorradfahrers bzw. je kleiner der Radius des Anprallobjekts bei hoher Steifigkeit ist, desto geringer ist die zu erwartende Wirkung von Schutzkleidung. Spätestens ab einer Anprallgeschwindigkeit von 50 km/h ist (mit heutigen Konzepten) keine nennenswerte Reduktion der Verletzungsschwere mehr zu erwarten.

Selbst ein großzügig modellhaft optimierter Airbag, welcher technisch nicht ohne Weiteres umsetzbar ist, der auch bei etwas höheren Geschwindigkeiten noch eine potentielle Schutzwirkung aufweist, kommt

bei spätestens 70 km/h Anprallgeschwindigkeit an das Ende seiner Wirksamkeitsspanne.

Vergleicht man abschließend die Schutzwirkung von Motorradhelmen mit der von Schutzkleidung, so ist festzustellen, dass ein ermittelter Schwerpunkt der Anprallgeschwindigkeit (ca. 25 km/h) sich in einem Bereich bewegt, für den auch heutige Motorradhelme ausgelegt sind und gut vor Verletzungen schützen. So ist in der Norm ECE R 22/05 (ECE R22 2002) eine Prüfgeschwindigkeit von ca. 27 km/h vorgeschrieben. Zudem ist der Nutzen eines Motorradhelmes, der auch bei schwereren Unfällen noch ein gewisses Schutzpotential bietet, gegenüber einem Airbag als deutlich höher zu bewerten. Konstruktionsbedingt kann ein Helm bis zum Materialversagen und darüber hinaus noch eine relevante Schutzwirkung in Form von Kraftverteilung und Energieabsorption erreichen. Ein Airbag hingegen kollabiert bei Überschreiten der Wirksamkeitsspanne annähernd vollständig und weist nur einen begrenzten Schutzbereich auf.

Der Nutzen eines heutigen Thoraxairbags ist demnach im geringen Geschwindigkeitsbereich prinzipiell als akzeptabel zu bewerten. Zukünftige Entwicklungen und Anpassungen der Prüfbedingungen können das Schutzpotential - in gewissem Maße - erhöhen, wenngleich eine Umsetzung von derartig optimierter und innovativer Schutzkleidung in der Praxis noch nicht ohne weiteres denkbar ist.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Entwicklung der tödlich verunglückten und schwerverletzten Motorradfahrer 2008 - 2018 (Berechnung basierend auf DESTATIS 2019)	7
Abbildung 2: Entwicklung des fahrleistungsbezogenen Risikoverhältnisses tödlicher verunglückter Motorradfahrer und Pkw-Insassen 2000 – 2017 (Berechnung basierend auf DESTATIS 2019, BASt 2018)	8
Abbildung 3: Einteilung Kinematikgruppen nach Otte 1985	17
Abbildung 4: UDB-Merkmale bei der Einteilung von Alleinunfällen	17
Abbildung 5: Häufigkeitsverteilung des Alters der Motorradfahrer (LMU + SV-Büro n=137, UDB Getötet n=23, UDB MAIS 3+ n=42)	18
Abbildung 6: Häufigkeitsverteilung der Unfallbeteiligten (LMU + SV-Büro, n=137)	19
Abbildung 7: Häufigkeitsverteilung der Unfalltypen (1-stelliger Code) (LMU + SV-Büro, n=137)	20
Abbildung 8: Häufigkeitsverteilung der Unfalltypen (3-stelliger Code) (LMU + SV-Büro, n=137)	21
Abbildung 9: Häufigkeitsverteilung der Motorradtypen (LMU + SV-Büro, n=137)	22
Abbildung 10: Häufigkeitsverteilung des MAIS der tödlich verunglückten Motorradfahrer (LMU + SV-Büro n=137, UDB n=23)	23
Abbildung 11: Häufigkeitsverteilung der ISS-Kategorien (LMU + SV-Büro n=137, UDB n=23)	24
Abbildung 12: Häufigkeitsverteilung der Gesamtverletzungsschwere MAIS aller schwerverletzten Fahrer und Mitfahrer (UDB, n=112)	24
Abbildung 13: Häufigkeitsverteilung der am MAIS beteiligten Körperregionen (LMU + SV-Büro, n=137)	25
Abbildung 14: Anteil der Personen, die in der jeweiligen Körperregion mindestens eine schwere Verletzung (AIS 3+) erlitten hatten (LMU und SV-Büro, n=137)	26
Abbildung 15: Anteil der getöteten Personen, die in der jeweiligen Körperregion mindestens eine schwere Verletzung (AIS 3+) erlitten hatten (UDB, n=45)	28
Abbildung 16: Anteil der schwerverletzten Personen, die in der jeweiligen Körperregion mindestens eine schwere Verletzung (AIS 3+) erlitten hatten (UDB, n=76)	29
Abbildung 17: Körperregion des höchsten AIS-Wert (UDB AIS 2 verletzte Motorradfahrer, n=43)	30
Abbildung 18: Beispiel für Steifigkeit 1	36
Abbildung 19: Beispiel Steifigkeit 3 und 2	36
Abbildung 20: Beispiel Steifigkeit 4	36

Abbildung 21: Beispiel Steifigkeit 4	36
Abbildung 22: Beispiel Steifigkeit 5	37
Abbildung 23: Beispiel Steifigkeit 5	37
Abbildung 24: Beispiel Steifigkeit 6	37
Abbildung 25: Beispiel Steifigkeit 6	37
Abbildung 26: Beispiel Steifigkeit 7	37
Abbildung 27: Beispiel Steifigkeit 7	37
Abbildung 28: Beispiel Steifigkeit 7	38
Abbildung 29: Beispiel Steifigkeit 7	38
Abbildung 30: Radienermittlung, Beispielerfassung 3D	39
Abbildung 31: Beispielhafte Objektradien am Pkw	40
Abbildung 32 : Definition des Relativwinkels der Objektgeschwindigkeiten in der Horizontalebene am Beispiel eines in die rechte Pkw-Seite stoßenden Motorradfahrers	41
Abbildung 33 : Relativwinkel der Geschwindigkeit des Motorradfahrers zur Horizontalebene	42
Abbildung 34: OON in der Vertikalebene	43
Abbildung 35: OON in der Vertikalebene	43
Abbildung 36: Winkellage der Objektoberflächennormale in der Horizontalebene	43
Abbildung 37: Häufigkeitsverteilung der Kinematikgruppen nach Otte (Getötete LMU + SV-Büro n=131, UDB MAIS 3+ n=42, UDB MAIS 2 n=43)	45
Abbildung 38: Steifigkeit des Anprallobjekts (Fallkollektiv Thorax AIS 2+, n=1688 Anprallsituationen)	47
Abbildung 39: Masse des Anprallobjekts (Fallkollektiv Thorax AIS 2+, n=1682 Anprallsituationen)	47
Abbildung 40: Radius des Anprallobjekts (Fallkollektiv Thorax AIS 2+, n=1649 Anprallsituationen)	48
Abbildung 41: Verteilung der ebenen Anprallobjekte (Radius unendlich) (Fallkollektiv Thorax AIS 2+, n=801 Anprallsituationen)	49
Abbildung 42: Relativgeschwindigkeit in Vertikalrichtung (Thorax AIS 2+, Radius ~ unendlich, n=753 Anprallsituationen)	50
Abbildung 43: Anprallgeschwindigkeit des Motorradfahrers längs zur Objektoberflächennormalen bei Radius Anprallobjekt 0,05 - 0,15 m (Fallkollektiv Thorax AIS 2+, n=338 Anprallsituationen)	51
Abbildung 44: Anprallgeschwindigkeit des Motorradfahrers längs zur Objektoberflächennormalen bei Radius Anprallobjekt 0,2 - 0,3 m (Fallkollektiv Thorax AIS 2+, n=270 Anprallsituationen)	52
Abbildung 45: Verteilung der Kinematikgruppen nach Otte aufgeteilt nach keine Femurfraktur / mindestens eine Femurfraktur (n=137)	53
Abbildung 46: Verteilung der Motorradtypen aufgeteilt nach keine Femurfraktur / mindestens eine Femurfraktur (n=137)	54
Abbildung 47: Verteilung der Unfallgegner aufgeteilt nach keine Femurfraktur / mindestens eine Femurfraktur (n=137)	54

Abbildung 48: Verteilung Sturz vor Kollision aufgeteilt nach keine Femurfraktur / mindestens eine Femurfraktur (n=137)	55
Abbildung 49: Beispielhafte Darstellung verschiedener Motorradtypen (Bildquelle Autoview 2016)	55
Abbildung 50: Verteilung der Kinematikgruppen nach Otte aufgeteilt nach keine Beckenfraktur / Beckenfraktur (n=137)	56
Abbildung 51: Verteilung der Motorradtypen aufgeteilt nach keine Beckenfraktur / Beckenfraktur (n=137)	57
Abbildung 52: Verteilung der Unfallgegner aufgeteilt nach keine Beckenfraktur / Beckenfraktur (n=137)	57
Abbildung 53: Verteilung Sturz vor Kollision aufgeteilt nach keine Beckenfraktur / Beckenfraktur (n=137)	58
Abbildung 54: Global Human Body Model Consortium Fußgänger Modell 50. Perzentil (GHBMC 2016)	59
Abbildung 55: Prinzipdarstellung Airbag-Modell	61
Abbildung 56: FE-Menschmodell (GHBMC) und Thorax-Airbag-Modell	62
Abbildung 57: Prüfkörper und Fallvorrichtung FEM	63
Abbildung 58: FE-Simulation Prüfverfahren Airbag-Modells	63
Abbildung 59: Übertragungskraft in der numerischer Simulation	64
Abbildung 60: Prinzipskizze Prüfaufbau Airbagtest	64
Abbildung 61: Setup Airbag-Test FEM	65
Abbildung 62: Beschleunigungskurven des Impaktors, Überlagerung Versuch (durchgezogene Linien) und FE-Simulation (gestrichelte Linien)	65
Abbildung 63: Beispielhafte Darstellung optimiertes Airbagmodell	66
Abbildung 64: Sensitivitätsstudie, Anprall Thorax waagrecht	68
Abbildung 65: Sensitivitätsstudie, Anprall Rücken waagrecht	68
Abbildung 66: Sensitivitätsstudie, Anprall Thorax schräg	68
Abbildung 67: Sensitivitätsstudie, Anprall Thorax senkrecht	68
Abbildung 68: Matrix der durchgeführten Simulationen („O“ = ohne Airbag, „St“ = aktueller Airbag, „Opt“ = optimierter Airbag; rot = schwere Verletzungen, grün = leichte / keine Verletzungen)	69
Abbildung 69: Prinzipieller Aufbau FE-Simulation generische Szenarien (Radius Anprallobjekt 0,075 m)	70
Abbildung 70: Anprallobjekt flächig, 17 km/h, kein Airbag	71
Abbildung 71: Anprallobjekt flächig, 17 km/h, aktueller Airbag	71
Abbildung 72: Radius Anprallobjekt 0,075 m, 25 km/h, kein Airbag	72
Abbildung 73: Radius Anprallobjekt 0,075 m, 25 km/h, aktueller Airbag	72
Abbildung 74: Radius Anprallobjekt 0,075 m, 25 km/h, optimierter Airbag	72
Abbildung 75: Radius Anprallobjekt 0,075 m, 60 km/h, kein Airbag	73
Abbildung 76: Radius Anprallobjekt 0,075 m, 60 km/h, aktueller Airbag	73

Abbildung 77: Radius Anprallobjekt 0,075 m, 60 km/h, optimierter Airbag	74
Abbildung 78: Zustand vor Kollision (0,075 m, 60 km/h)	75
Abbildung 79: Deformation bei Kollision (0,075 m, 60 km/h)	75
Abbildung 80: Zustand vor Kollision (0,075 m, 60 km/h)	75
Abbildung 81: Deformation bei Kollision (0,075 m, 60 km/h)	75
Abbildung 82: Radius Anprallobjekt 0,25 m, 50 km/h, kein Airbag	76
Abbildung 83: Radius Anprallobjekt 0,25 m, 50 km/h, aktueller Airbag	76
Abbildung 84: Radius Anprallobjekt 0,25 m, 50 km/h, optimierter Airbag	76
Abbildung 85: Radius Anprallobjekt 0,075 m, 90 km/h, optimierter Airbag	77
Abbildung 86: FE-Simulation Anprall Motorradfahrer (30 km/h) gegen Seite / Dachkante Pkw	78
Abbildung 87: Unfallskizze Realunfall Knieanprall	79
Abbildung 88: Mehrkörpersimulation des Knieanpralls mit dem Kotflügel des Pkw	80
Abbildung 89: Mehrkörpersimulation des Knieanpralls mit dem Kotflügel des Pkw	80
Abbildung 90: Knieanprall ohne Airbag	81
Abbildung 91: Knieanprall mit Airbag	81
Abbildung 92: Knieanprall ohne Airbag (Distaler Femur)	82
Abbildung 93: Knieanprall mit Airbag (Distaler Femur)	82
Abbildung 94: Anprall Tibia 30 km/h, Objektradius 5 cm	83
Abbildung 95: Anprall Tibia 30 km/h, Objektradius 0,5 cm	83
Abbildung 96: Anprall Tibia 30 km/h, Objektradius 5 cm, Schaumprotektor	83
Abbildung 97: Anprall Tibia 30 km/h, Objektradius 0,5 cm, Schaumprotektor	83
Abbildung 98: Anprall Tibia 30 km/h, Objektradius 5 cm, Airbagprotektor	84
Abbildung 99: Anprall Tibia 30 km/h, Objektradius 0,5 cm, Airbagprotektor	84

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Reihenfolge von AIS 2+ Verletzungen in Kombination mit verletzten Organen (LMU + SV-Büro, n=137)	27
Tabelle 2: Einteilung der Kontaktobjekte in Steifigkeitsklassen	35
Tabelle 3: Randparameter eines typischen (heutzutage erhältlichen) Thorax-Airbags	60
Tabelle 4: Übersicht Parameter Airbagmodelle	66

Literaturverzeichnis

American Association for Automotive Medicine (AAAM) (2008). The Abbreviated Injury Scale 2005. Update 2008

AUTOVIEW Crash Analyse (2016). Datenbank für maßstäbliche Fahrzeugzeichnungen. Martin Widler, Wien, 2016.

Ballester, O., Llari, M., Afquir, S., Martin, J., Bourdet, N., Honoré, V., Masson, C., Arnoux, P. (2019). Analysis of trunk impact conditions in motorcycle road accidents based on epidemiological, accidentological data and multibody simulations. Accident Analysis and Prevention 127 (2019) 223–230

Bundesanstalt für Straßenwesen (BASt) (2018). Verkehrs- und Unfalldaten – Kurzzusammenstellung der Entwicklung in Deutschland

COST 327 Motorcycle Safety Helmets, Final Report of the Action (2001). Online abrufbar unter https://ec.europa.eu/transport/road_safety/sites/roadsafety/files/pdf/projects/cost_327.pdf, zuletzt geprüft am 30.01.2020

DESTATIS (2019): Verkehrsunfälle Zeitreihen 2018, Statistisches Bundesamt Wiesbaden, 2019

DIN EN 1621-1: 2013-03. Motorradfahrer-Schutzkleidung gegen mechanische Belastung - Teil 1: Gelenkprotektoren für Motorradfahrer – Anforderungen und Prüfverfahren. Beuth Verlag GmbH, Berlin, 2013

DIN EN 1621-2:2014-05. Motorradfahrer-Schutzkleidung gegen mechanische Belastung - Teil 2: Rückenprotektoren - Anforderungen und Prüfverfahren. Beuth Verlag GmbH, Berlin, 2014

DIN EN 1621-3:2019-03. Motorradfahrerschutzbekleidung gegen mechanische Belastung - Teil 3: Anforderungen und Prüfverfahren für Brustprotektoren. Beuth Verlag GmbH, Berlin, 2019

DIN EN 1621-4:2013-04. Motorradfahrer-Schutzkleidung gegen mechanische Belastung - Teil 4: Aufblasbare Protektoren für Motorradfahrer - Anforderungen und Prüfverfahren. Beuth Verlag GmbH, Berlin, 2013

DIN EN 13634:2018-03. Schutzhuhe für Motorradfahrer – Anforderungen und Prüfverfahren. Beuth Verlag GmbH, Berlin, 2018

DIN EN 13594:2015. Schutzhandschuhe für Motorradfahrer – Anforderungen und Prüfverfahren. Beuth Verlag GmbH, Berlin, 2015

DIN EN 13595-1:2002. Schutzkleidung für professionelle Motorradfahrer, Teil 1: Allgemeine Anforderungen. Beuth Verlag GmbH, Berlin, 2002

DIN EN 13595-2:2002. Schutzkleidung für professionelle Motorradfahrer, Teil 2: Prüfverfahren zur Bestimmung der Stoßabriebfestigkeit. Beuth Verlag GmbH, Berlin, 2002

DIN EN 13595-3:2002. Schutzkleidung für professionelle Motorradfahrer, Teil 3: Prüfverfahren zur Bestimmung der Berstfestigkeit. Beuth Verlag GmbH, Berlin, 2002

DIN EN 13595-4:2002. Schutzkleidung für professionelle Motorradfahrer, Teil 4: Prüfverfahren zur Bestimmung der Fallschnittfestigkeit. Beuth Verlag GmbH, Berlin, 2002

ECE R 22 (2002). Einheitliche Bedingungen für die Genehmigung der Schutzhelme und ihrer Visiere für Fahrer und Mitfahrer von Krafträdern und Mopeds

Gesamtverband der Deutschen Versicherungswirtschaft e.V. (2016): Unfalltypen-Katalog, Leitfaden zur Bestimmung des Unfalltyps. Erstauflage März 1998, Neuauflage Januar 2016

Global Human Body Model Consortium (GHBMC) (2016). User Manual: M50 Detailed Pedestrian Occupant Version 1.2

MAIDS In-depth investigations of accidents involving powered two wheelers. Final Report 2.0 (2009). online abrufbar unter <http://www.maids-study.eu/pdf/MAIDS2.pdf>, zuletzt geprüft am 30.01.2020

Malzcyk, A. (2010). Struktur Schwerstverletzter im Verkehrsunfallgeschehen. TU Berlin, Fachgebiet Kraftfahrzeuge. ISBN 978-3-18-372212-9

MOSAFIM, Deliverable D1 (2013). Injury typology and biomechanics of motorcyclists impacts. Standards for protective equipment for motorcyclists. Correct selection of safety equipment. online abrufbar unter https://ec.europa.eu/transport/road_safety/sites/roadsafety/files/pdf/projects_sources/mosafim_final_report.pdf, zuletzt geprüft am 30.01.2020

Otte, D., Richter, M., Schroeder, G., Vaske, B. (2002). Möglichkeiten der Belastungsreduktion durch Beinprotektoren in der Schutzkleidung von Motorradfahrern – technische, medizinische und biomechanische Zielsetzung. Vortrag und Proc. 4. Internationale Motorradkonferenz, München (2002), Forschungsheft Zweiradsicherheit Nr.10, 125-149 (2002)

Otte, D., Suren, E. (1985). Der Fahrradunfall - eine verkehrsmedizinisch-technische Analyse. Berlin. Springer, 1985.

Poulard D., Kent RW., Kindig M., Li Z., Subit D. (2015). Thoracic response targets for a computational model: a hierarchical approach to assess the biofidelity of a 50th-percentile occupant male finite element model. J Mech Behav Biomed Mater. 2015 May;45:45-64

Schmucker, U., Frank, M., Seifert, J., Hinz, P., Ekkernkamp, A., Matthes, G. (2008). Two wheels – too dangerous? Eine Analyse von Unfalldaten und Bundesstatistik. Unfallchirurg 2008, 111:968–976. DOI 10.1007/s00113-008-1522-9

Serre, T., Masson, C., Llari, M., Canu, B., Py, M., Perrin, C. (2019). Airbag Jacket for Motorcyclists: Evaluation of Real Effectiveness. IRCOBI conference 2019, IRC-19-76

Software PC-Crash (2018). Ein Simulationsprogramm für Verkehrsunfälle. Linz, Österreich. Dr. Steffan Datentechnik GmbH, 2018

VENUS Datenbank (2003). Fahrzeugdatenbank und Zeichenhilfen für Unfallrekonstruktion. Ingenieurbüro Morawski + Hugemann, Leverkusen, 2003.



Gesamtverband der Deutschen Versicherungswirtschaft e.V.

Wilhelmstraße 43 / 43G
10117 Berlin
Postfach 08 02 64
10002 Berlin

Tel. 030/2020-5000
Fax 030/2020-6000
berlin@gdv.org, unfallforschung@gdv.de

www.gdv.de, www.udv.de