Unfallforschung kompakt Nr. 91

Optimierte Schutzkleidung für Motorradfahrer

Unfallforschung
der Versicherer

GDV

Impressum

Herausgeber

Gesamtverband der Deutschen Versicherungswirtschaft e.V.
Wilhelmstraße 43 / 43 G, 10117 Berlin
Postfach 08 02 64, 10002 Berlin
Telefon 030 / 20 20 – 58 21, Fax 030 / 20 20 – 66 33
www.udv.de, www.gdv.de, unfallforschung@gdv.de

Redaktion

Dr.-Ing. Matthias Kühn
Antje Lang

Realisation

pensiero KG, www.pensiero.eu

Bildnachweis

Die Nutzungsrechte der in dieser
Broschüre abgebildeten Fotos liegen bei
der Unfallforschung der Versicherer.

Erschienen: 08/2019

Inhalt

- 04** **Einleitung**
- 04** **Datengrundlage und Methodik**
- 06** **Verletzungen und Rangfolge der
zu betrachtenden Körperregionen**
- 08** **Kinematikanalyse und typische
Anprallparameter**
- 13** **Simulation typischer Anprall-
situationen und verletzungs-
mechanische Bewertung**
- 14** **Empfehlungen zur Schutzwirkung
optimierter Schutzkleidung**
- 16** **Literatur**

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. Über 18 Prozent (583) aller getöteten Verkehrsteilnehmer waren im Jahr 2017 Motorradfahrer. Im selben Jahr wurden knapp 10.000 Motorradfahrer bei Verkehrsunfällen schwer verletzt, das entspricht fast einem Drittel der Anzahl von schwerverletzten Pkw-Insassen und liegt über dem Wert von vor zehn Jahren (Destatis 2018). Die Jahresgesamtfahrleistung von Motorradfahrern beträgt mit ca. 2 Prozent nur einen Bruchteil der Fahrleistung von Pkws (BASt 2018). Dies bedeutet, dass Motorradfahrer auf die Fahrleistung bezogen ein erheblich höheres Risiko mit sich tragen, bei einem Verkehrsunfall tödlich zu verunglücken. Dieses Risiko war im Jahr 2017 im Vergleich zum Pkw für Motorradfahrer um den Faktor 20 höher. Das Risiko steigt zudem ständig an.

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 sind vielversprechend. Jedoch ist hier eine detaillierte Analyse der Verletzungsmuster und Schutzmechanismen, welche bisher nur unzureichend erforscht sind, für eine zielgerichtete Entwicklung und Effektivitätsbewertung unumgänglich.

Ziel des vorliegenden Projekts ist es, aus dem Unfallgeschehen typische Unfallsituationen und Anprallszenarien herauszuarbeiten. Zudem soll eine Rangfolge besonders betroffener Körperregionen abgeleitet werden. Basierend auf diesen Erkenntnissen wird ausgewählte „optimierte Schutzkleidung“ in Hinblick auf das Potential zur Verletzungsvermeidung bzw. zur möglichen Reduktion der Verletzungsschwere differenziert bewertet.

Datengrundlage und Methodik

Durch Analyse der zur Verfügung stehenden Unfalldaten werden zunächst die besonders häufig betroffenen Körperregionen des Motorradfahrers dargestellt. Weiter werden typische Unfallsituationen bei Motorradunfällen und möglichst relevante Anprallparameter des Motorradfahrers sowie die Eigenschaften des Anprallobjekts (u. a. Geometrie) im Unfallgeschehen herausgearbeitet. Hierbei ist auch die Anprallgeschwindigkeit des Motorradfahrers für die zu erwartende Krafteinleitung auf den Motorradfahrer von besonderem Interesse.

Als Grundlage standen drei Fallkollektive zur Verfügung, die überwiegend den gravierenden Teil des Unfallgeschehens abbilden. Es handelt sich zum einen um 76 tödliche Motorradunfälle aus den Jahren 2004 - 2014, die dem Institut für Rechtsmedizin der LMU München vorliegen. Diese werden ergänzt durch weitere 55 tödliche Motorradunfälle (2003 – 2016) aus einem kooperierenden Sachverständigenbüro, bei denen der Aufgasse am Institut für Rechtsmedizin der LMU obduziert wurde. Die Selektion der zu betrachtenden Motorradunfälle erfolgte nach den Kriterien „Beteiligung eines Krafttrads EG-Klasse L3e und L4e“ sowie „Krafttradfahrer oder Sozios aufgrund des Unfalls verstorben“. Die Unfälle sind jeweils umfassend durch technische und medizinische Unterlagen dokumentiert. Dazu gehören u. a. unfallanalytische und technische Gutachten sowie Obduktionsberichte. Die dokumentierten Verletzungen werden anhand der gebräuchlichen Verletzungsklassifizierung nach der „Abbreviated Injury Scale“[®] (AIS) 2015 kodiert.

Dieses Fallmaterial wurde durch Unfälle mit Kraftradbeteiligung aus der Unfalldatenbank der Versicherer (UDB) ergänzt. Prinzipiell zur Verfügung standen 156 Unfälle, an denen mindestens ein Motorrad der Typklasse L3e beteiligt war. Dabei wurden 213 beteiligte Motorrad-/ Mitfahrer unterschiedlich schwer verletzt. Detaillierte medizinische Daten lagen jedoch nur zu den darin enthaltenen 42 schwer verletzten und 23 getöteten Aufgassen vor.

Bei einem Zweiradunfall handelt es sich in der Regel um einen relativ komplexen Unfallhergang, der hinsichtlich der Rekonstruktion oft mit nicht auszuschließenden Unsicherheiten behaftet ist. Insbesondere der Anprall des Motorradfahrers ist schwierig zu beschrei-

ben, da er häufig an mehrere Objekte anprallt. Dies wird auch in der Literatur deutlich (COST, MAIDS).

Um auch ohne eine sehr zeitaufwendige und detaillierte Rekonstruktion aller Unfälle die Anprallparameter des Motorradfahrers im Unfallablauf eingrenzen zu können, wurden die tödlichen Unfälle der LMU und des Sachverständigenbüros zunächst einer vereinfachten Kinematikkodierung unterzogen. In besonders komplexen Szenarien und für einige besonders relevante Unfallsituationen wurden ergänzende Mehrkörpersystem-Simulationen (PC-Crash und Madymo) durchgeführt.

Basierend auf diesen Ergebnissen wurden schließlich detaillierte Finite-Elemente-Simulationen (FEM) durchgeführt, um das jeweilige Verletzungsrisiko sowie das mögliche Schutzpotential einer optimierten Schutzkleidung bewerten und einordnen zu können.

Verletzungen und Rangfolge der zu betrachtenden Körperregionen

Hinsichtlich der Verletzungsschwere zeigt sich deutlich, dass es sich bei den verfügbaren Daten überwiegend um Schwerstunfallkollektive handelt. Etwas über 30 Prozent der an der LMU obduzierten Motorradfahrer weisen eine Verletzungsschwere MAIS 5 auf, etwas über 40 Prozent sogar die nach heutigem Stand nicht zu behandelnde Verletzungsschwere MAIS 6.

94 Prozent aller an der LMU obduzierten getöteten Aufassen weisen schwere Thoraxverletzungen MAIS 3+ auf (Abbildung 1). Die besondere Relevanz von Thoraxverletzungen deckt sich auch mit anderen Studien (COST, MAIDS, MOSAFIM). Häufige Verletzungen sind dabei ein Hämatothorax sowie Rippenfrakturen und Lungenverletzungen. Verletzungen an der thorakalen Aorta treten bei etwa einem Drittel der verunfallten Motorradfahrer auf.

Anteil der getöteten Personen, die in der jeweiligen Körperregion mindestens eine schwere Verletzung (AIS 3+) erlitten hatten (LMU, n=137)

Abbildung 1

MAIS Kopf 3+	87	63,8 %
MAIS Gesicht 3+	11	8,0 %
MAIS Hals 3+	44	32,1 %
MAIS Thorax 3+	129	94,2 %
MAIS Abdomen 3+	66	48,2 %
MAIS Obere Extremitäten 3+	8	5,8 %
MAIS Untere Extremitäten 3+	75	54,7 %
MAIS Äusseres 3+	3	2,2 %

Ergänzend zu den tödlich verunglückten Motorradfahrern wurden auf Basis der UDB auch Auswertungen von weniger schwer verletzten Motorradfahrern durchgeführt. Dies geschah vor dem Hintergrund, um auch weniger schwere Verletzungen zu adressieren und einen besseren Eindruck des Gesamtunfallgeschehens zu erlangen.

78 Motorradfahrer aus dem Fallkollektiv der UDB wurden als „Leichtverletzte“ und „Unverletzte“ Personen klassifiziert. 112 Personen erlitten Verletzungen des Schweregrades MAIS 1+, 42 Motorradfahrer davon eine Verletzungsschwere MAIS 3+. Bei den 44 MAIS 2 verletzten Aufassen sind Verletzungen an den Extremitäten führend, der Thorax ist eher von untergeordneter Relevanz (Abbildung 2, Mehrfachnennungen möglich).

Dies deckt sich mit in der Literatur durchgeführten Analysen leichter Motorradunfälle. So ist z. B. der MAIDS-Studie zu entnehmen, dass ca. 32 Prozent der verunfallten Motorradfahrer mit Verletzungen AIS 1+ Verletzungen an den unteren Extremitäten aufwiesen (MAIDS). Dies stellt die am häufigsten verletzte Körperregion dar und wird gefolgt von den oberen Extremitäten (ca. 24 %). In der Dissertation von Malczyk zeigte sich, dass ca. 71 Prozent der AIS 1+ verletzten Motorradfahrer Frakturen der unteren Extremitäten aufwiesen. Etwa 36 Prozent wiesen eine Femurfraktur auf, 29 Prozent eine Tibia-/Fibulafraktur (Malczyk).

Ergänzend ist zu erwähnen, dass der Anteil an Kopfverletzungen in den betrachteten Fallkollektiven ebenfalls hoch ist. Im vorliegenden Projekt wurde jedoch die

Körperregion des höchsten AIS-Wertes (UDB, AIS 2 verletzte Motorradfahrer, n=43)

Abbildung 2

Festlegung getroffen, diese Körperregion nicht vertiefender zu betrachten. Mit dem Kopfschutz von Motorradfahrern haben sich bereits Studien (COST, MAIDS) ausführlich auseinandergesetzt.

Fasst man die durch die Analyse der Verletzungen gewonnenen Erkenntnisse zusammen, so ist auszuführen, dass der Thorax insbesondere bei schweren und tödlichen Unfällen die mit Abstand relevanteste und sehr häufig auch am schwersten verletzte Körperregion darstellt. Folglich wird im Rahmen des vorliegenden Projektes der Thoraxanprall adressiert und hinsichtlich des Potentials von optimierter Schutzkleidung analysiert.

Kinematikanalyse und typische Anprallparameter

Mit der im Vorfeld der detaillierten Berechnungen durchgeführten Kinematikanalyse bzw. Vorab-Klassifizierung soll eine spätere Gruppierung und Identifikation von besonders häufigen und relevanten Anprallparametern ermöglicht werden, die dann im Detail mittels Simulationen betrachtet werden.

Dazu 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 versucht, die Thorax-Verletzungen gewissen Kontaktobjekten zuzuordnen. Die Anprallobjekte wurden u. a. hinsichtlich der Objektradien und Objektsteifigkeiten klassifiziert. Die untersuchten Objekte wiesen dabei überwiegend eine sehr hohe Steifigkeit auf. Der Radius des Objektes bzw. 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 das betreffende Körperteil des Motorradfahrers eingeleitet werden. Bei punktueller Krafteinleitung ist ein erhöhtes Verletzungsrisiko zu erwarten wohingegen bei flächiger Krafteinlei-

tung eine eher geringere Belastungsintensität bei sonst gleichen Anstoßparametern zu erwarten ist. Weiter wurden die jeweiligen Geschwindigkeiten des Motorradfahrers beim Anprall, insbesondere der für die Verletzungsentstehung besonders relevante Geschwindigkeitsanteil senkrecht zum Objekt, ermittelt.

Basierend auf den Ergebnissen der Kinematikanalyse lassen sich folgende Schwerpunkte bei den relevanten Anprallszenarien für den Thorax feststellen:

1. Anprall Straße,
Vertikalgeschwindigkeit ca. 17 km/h
- 2.1 Anprallobjekt Radius ca. 0,075 m,
Anprallgeschwindigkeit ca. 25 km/h
- 2.2 Anprallobjekt Radius ca. 0,075 m,
Anprallgeschwindigkeit ca. 60 km/h
3. Anprallobjekt Radius ca. 0,25 m,
Anprallgeschwindigkeit ca. 50 km/h

Ein kleiner Anprallradius findet sich typischerweise an Pkw-Strukturen wie beispielsweise der Dachkante oder dem Schweller oder Objekten am Straßenrand wie Pfosten von Schutzplanken. Ein etwas größerer Radius ist charakteristisch für Bauteile wie z.B. den Stoßfängerecken, insbesondere aber auch Bepflanzung am Straßenrand, z. B. Bäume.

Innerhalb dieser Schwerpunkte wurden typische Unfallszenarien ermittelt und detaillierter analysiert. An einem besonders relevanten Anprallszenario (ein Motorradfahrer prallt in die Seite eines querenden Pkw) wird nachfolgend beispielhaft die Vorgehensweise dargestellt. Der Unfall wurde zunächst hinsichtlich der Randparameter bewertet und anschließend mittels Mehrkörpersimulation (Madymo) simuliert (Abb. 3). Hierfür wurde ein der LMU zur Verfügung stehendes Motorradmodell sowie ein frei verfügbares Fahrzeugmodell aus der Datenbank der NHTSA verwendet.

Mit den Mehrkörpersimulationen (MKS) sollen die Anprallparameter des Motorradfahrers, insbesondere die Geschwindigkeit und Orientierung sowie der genaue Anprallpunkt ermittelt werden. Diese dienen dann als Ausgangsparameter für die Simulation der zu erwartenden Belastungen und Verletzungsrisiken mittels Finite-Elemente-Simulation (FEM).

MKS-Simulation des Anpralls des Motorradfahrers gegen die Pkw-Seite

Abbildung 3

Simulation typischer Anprallsituationen und verletzungsmechanische Bewertung

Die weitere Simulation der typischen Anprallsituationen und die verletzungsmechanische Bewertung wurde mittels FEM-Simulationen durchgeführt. Hierfür wurde das männliche 50. Perzentil des Menschmodells GHBM („Global Human Body Models Consortium“) verwendet, welches kontinuierlich weiterentwickelt wird und für die gewählten Anwendungsszenarien ausreichend validiert ist.

Im Rahmen dieses Forschungsprojektes wurde als optimierte Schutzkleidung das Airbag-Konzept angewendet.

Um das Schutzpotential eines (heutigen) Thorax-Airbags bestimmen zu können, wurde ein entsprechendes generisches, d.h. allgemeines, FEM-Modell entwickelt und an das Menschmodell angepasst (Abbil-

dung 4). Hierfür wurde unter anderem auf den technischen Austausch mit renommierten Airbagherstellern zurückgegriffen. Zudem wurde zur weiteren Eingrenzung und Überprüfung der Modellparameter ein aktuell auf dem Markt erhältlicher Thoraxairbag mehrfach in Anlehnung an die gültigen Prüfbedingungen der DIN EN 1621-4 getestet. Das generische Modell erfüllt die Anforderungen der DIN EN 1621-4, Schutzniveau 2. Für weitergehende Betrachtungen wurde zudem ein „optimierter“ Airbag mit u. a. deutlich größerem Volumen modelliert. Dabei handelt es sich jedoch lediglich um ein modellhaftes Konzept zur Verdeutlichung von möglichen Potentialen und Grenzen zukünftiger Entwicklungen. Eine technische Umsetzung dieses Konzepts erscheint nicht ohne weiteres möglich.

Basierend auf den Ergebnissen der Kinematikanalyse wurden anschließend die als Schwerpunkte erkannten generischen Szenarien nachgebildet. Dazu wurde das Menschmodell mit der ermittelten Geschwindig-

keit gegen ein Objekt mit dem jeweils relevanten Radius und der ermittelten Steifigkeit gefahren (Abb. 5). Die Simulationen wurden dabei ohne Airbag sowie mit Airbag durchgeführt.

Zudem wurden mehrere typische Realunfälle mittels FEM nachgebildet und simuliert. Die beispielhafte Kollision eines Motorradfahrers mit der Seite eines Pkws und dem resultierenden Thoraxanprall an der Dachkante ist in Abbildung 6 dargestellt.

Aus diesen Simulationen wurden anschließend die Belastungen und zu erwartenden Verletzungen im Thorax-Bereich abgeleitet und bewertet. Hierfür wurden insbesondere die Thoraxdeformation sowie die Rippenfrakturen herangezogen, da ein Übertrag dieser Parameter auf reale Verletzungsrisiken mit dem verwendeten Modell ohne größere Abweichung als möglich erscheint.

Für den beispielhaften Anprall des Motorradfahrers mit 60 km/h gegen ein Objekt mit 0,075 m Radius (z. B. Dach-

FEM-Menschmodell (GHMBC) und generisches Thorax-Airbag-Modell

Abbildung 4

Prinzipieller Aufbau der FEM-Simulation eines generischen Szenarios (Radius Anprallobjekt 0,075 m)

Abbildung 5

FEM-Simulation des Anpralls des Motorradfahrers gegen die Dachkante eines Pkw

Abbildung 6

kante) ist der Thorax samt Herz und Aorta sowie der Lunge im Ausgangszustand (Bilder links) sowie im Zustand der maximalen Eindrückung (Bilder rechts) in der Sequenz in den Abbildungen 7 und 8 dargestellt. Es wird deutlich, dass es sich dabei um einen sehr massiven Anprall handelt, bei dem schwerwiegende Verletzungsfolgen zu erwarten wären. Neben beidseitigen Rippenseri-enfrakturen wäre u. a. eine potentiell lebensbedrohliche Verletzung des Herzens bzw. der Aorta zu erwarten. In diesem Beispielfall wäre mit einem aktuellen Airbag, wenn überhaupt, nur eine geringe Belastungsreduktion zu erwarten. Die Verletzungsschwere mit versus ohne Airbag würde sich sehr wahrscheinlich nicht maßgeblich unterscheiden.

Zustand vor Kollision*Abbildung 7* **Deformation bei Kollision***Abbildung 8*

Fasst man die Ergebnisse der verletzungsmechanischen Betrachtungen zusammen, so kann festgestellt werden, dass ein heute erhältlicher Thoraxairbag lediglich bei geringen Anprallgeschwindigkeiten sein Schutzpotential einbringen kann.

Bei dem untersuchten Anprallobjekt mit geringem Radius (0,075 m) zeigen sich bei einer Anprallgeschwindigkeit von 25 km/h deutliche, positive Unterschiede im Vergleich zu einem ungeschützten Anprall. Hier wird eine beidseitige Rippenserienfraktur ohne Airbag auf eine Fraktur von zwei Rippen mit Airbag reduziert. Die Thoraxdeformation wird von ca. 70 mm auf ca. 45 mm reduziert, was eine weitere deutliche Reduktion der Verletzungsfolgen erwarten lässt.

Bei einem flächigen Anprall auf z. B. die Straße, der am ehesten als Folge eines Sturzes auftritt und sich typischerweise in einem Geschwindigkeitsbereich von et-

was unter 20 km/h (senkrecht zur Oberfläche) abspielt, wären auch ohne Airbag keine schweren Verletzungen zu erwarten.

Bei Anprallgeschwindigkeiten von 50 km/h (Radius 0,25 m) und 60 km/h (Radius 0,075 m) kommt ein aktueller Airbag an seine Grenzen. Es kann kein für die Verletzungsschwere relevanter Schutzeffekt mehr beobachtet werden. In diesen Szenarien würde lediglich ein „optimierter“ Airbag helfen, der in der betrachteten Form technisch noch nicht umgesetzt wurde (Abb. 9).

Doch auch ein großzügig optimierter Airbag gelangt an seine Grenzen. Mit den durchgeführten Simulationen konnte gezeigt werden, dass ab einer Geschwindigkeit von etwas über 60 km/h die Schutzwirkung massiv abnimmt. Ab einer Anprallgeschwindigkeit von 70 km/h ist keine nennenswerte Schutzwirkung mehr zu beobachten.

Simulationsmatrix und Schutzpotential

Abbildung 9

	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
 0: ohne Airbag; St: Standard Airbag; Opt: optimierter Airbag

Empfehlungen zur Schutzwirkung optimierter Schutzkleidung

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 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 wäre 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 auch nicht immer sehr schwer sind. Hier 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. Der Nutzen eines heutigen Thoraxairbags ist demnach prinzipiell als akzeptabel zu bewerten, jedoch im Gesamtkontext als eher kontrovers zu betrachten.

Aktuell gilt in Deutschland für die zugelassene und kennzeichnungspflichtige Vermarktung von Schutzkleidung für Motorradfahrer bzw. den darin enthaltenen Protektoren und Airbags die Norm 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) und müssen hinsichtlich der Schutzwirkung bzw. Anpralldämpfung nur den Anforderungen konventioneller Protektoren entsprechen. Für zukünftige Entwicklungen von optimierter Schutzkleidung ist eine Anpassung der Prüfparameter zu diskutieren. Insbesondere sollten das verwendete Prüfgewicht und die Prüfgeschwindigkeit sinnvoll erhöht werden.

Literatur

AAAM, THE ABBREVIATED INJURY SCALE © 2015 Revision, Version 6 October 2016, Association for the Advancement of Automotive Medicine, 35 E Wacker Drive Ste. 850 – Chicago, Illinois 60601, USA

Bundesanstalt für Straßenwesen (BASt): Verkehrs- und Unfalldaten – Kurzzusammenstellung der Entwicklung in Deutschland, Bergisch Gladbach, 2018

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_sources/cost327_final_report.pdf, zuletzt geprüft am 25.06.2019

DESTATIS: Verkehrsunfälle Zeitreihen 2017, Statistisches Bundesamt, Wiesbaden, 2018

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 1621-3:2015-12 (Draft). Motorradfahrerschutzhkleidung gegen mechanische Belastung - Teil 3: Anforderungen und Prüfverfahren für Brustprotektoren. Beuth Verlag GmbH, Berlin, 2015

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

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

MAIDS Final Report 2.0 (2009), online abrufbar unter <http://www.maids-study.eu/pdf/MAIDS2.pdf>, zuletzt geprüft am 25.06.2019

Malczyk, 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 25.06.2019

NHTSA. Crash Simulation Vehicle Models. Online abrufbar unter <https://www.nhtsa.gov/crash-simulation-vehicle-models#ls-dyna-fe-12101>, zuletzt geprüft am 25.06.2019

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

Wilhelmstraße 43 / 43G
10117 Berlin
Tel.: 030 / 20 20 – 58 21
Fax: 030 / 20 20 – 66 33

unfallforschung@gdv.de
www.udv.de
www.gdv.de

facebook.com/unfallforschung
[Twitter: @unfallforschung](https://twitter.com/unfallforschung)
www.youtube.com/unfallforschung