

Motorradschutzhelme

Berichte der
Bundesanstalt für Straßenwesen

Fahrzeugtechnik Heft F 123

The logo consists of the word "bast" in a bold, lowercase, green sans-serif font with a white outline. The letters are slightly shadowed, giving them a 3D appearance as if they are floating above the page. The logo is positioned in the bottom right corner of the page.

Motorradsschutzhelme

Identifizierung ihres Verbesserungspotenzials unter Berücksichtigung des Motorradunfallgeschehens

von

Stefan Pollak
Florian Schueler

Institut für Rechtsmedizin
Albert-Ludwigs-Universität Freiburg/Breisgau

Nicolas Bourdet
Caroline Deck
Rémy Willinger

Laboratoire des Sciences de l'Ingénieur,
de l'Informatique et de l'Imagerie
Université Straßbourg

**Berichte der
Bundesanstalt für Straßenwesen**

Fahrzeugtechnik Heft F 123

bast

Die Bundesanstalt für Straßenwesen veröffentlicht ihre Arbeits- und Forschungsergebnisse in der Schriftenreihe **Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen**. Die Reihe besteht aus folgenden Unterreihen:

A - Allgemeines
B - Brücken- und Ingenieurbau
F - Fahrzeugtechnik
M - Mensch und Sicherheit
S - Straßenbau
V - Verkehrstechnik

Es wird darauf hingewiesen, dass die unter dem Namen der Verfasser veröffentlichten Berichte nicht in jedem Fall die Ansicht des Herausgebers wiedergeben.

Nachdruck und photomechanische Wiedergabe, auch auszugsweise, nur mit Genehmigung der Bundesanstalt für Straßenwesen, Stabsstelle Presse und Öffentlichkeitsarbeit.

Die Hefte der Schriftenreihe **Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen** können direkt bei der Carl Schünemann Verlag GmbH, Zweite Schlachtpforte 7, D-28195 Bremen, Telefon: (04 21) 3 69 03 - 53, bezogen werden.

Über die Forschungsergebnisse und ihre Veröffentlichungen wird in der Regel in Kurzform im Informationsdienst **Forschung kompakt** berichtet. Dieser Dienst wird kostenlos angeboten; Interessenten wenden sich bitte an die Bundesanstalt für Straßenwesen, Stabsstelle Presse und Öffentlichkeitsarbeit.

Ab dem Jahrgang 2003 stehen die **Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen (BASt)** zum Teil als kostenfreier Download im elektronischen BASt-Archiv ELBA zur Verfügung.
<http://bast.opus.hbz-nrw.de>

Impressum

Bericht zum Forschungsprojekt FE 82.0550/2012:
Identifizierung des Verbesserungspotenzials von Motorradschutzhelmen unter Berücksichtigung des Motorradunfallgeschehens

Fachbetreuung

Daniel Huster

Herausgeber

Bundesanstalt für Straßenwesen
Brüderstraße 53, D-51427 Bergisch Gladbach
Telefon: (0 22 04) 43 - 0

Redaktion

Stabsstelle Presse und Öffentlichkeitsarbeit

Druck und Verlag

Fachverlag NW in der
Carl Schünemann Verlag GmbH
Zweite Schlachtpforte 7, D-28195 Bremen
Telefon: (04 21) 3 69 03 - 53
Telefax: (04 21) 3 69 03 - 48
www.schuenemann-verlag.de

ISSN 0943-9307

ISBN 978-3-95606-367-1

Bergisch Gladbach, März 2018

Kurzfassung – Abstract

Motorradschutzhelme – Identifizierung ihres Verbesserungspotenzials unter Berücksichtigung des Motorradunfallgeschehens

Nach wie vor ist die Anzahl von Unfällen motorisierter Einspurfahrzeuge (MESFz) mit sehr schweren Verletzungsfolgen oder tödlichem Ausgang für die Aufsassen im Vergleich zu allen anderen getöteten Verkehrsteilnehmern alarmierend hoch. Im Jahr 2013 wurden bei insgesamt 42.427 Unfällen MESFz 641 Aufsassen getötet und 12.034 schwer verletzt. Um dieser hohen Zahl schwerverletzter und getöteter Aufsassen von MESFz entgegenzuwirken, hat die Bundesanstalt für Straßenwesen (BASt) das vorliegende Projekt initiiert.

Zielsetzung des Projektes war es, durch eine Analyse von Unfalldaten von MESFz, durch ergänzende computergestützte FEM-Simulationen und durch eine kritische Bewertung der UN-Regelung UN-R 22/05 (vormals ECE-R 22/05) hinsichtlich verletzungs-biomechanischer Inhalte (Versuche und Prüfwerte) Erkenntnisse zu erarbeiten, Handlungsbedarf festzustellen und Änderungs- und Ergänzungsvorschläge zur Überarbeitung der UN-R 22/05 sowie hinsichtlich allgemeiner Maßnahmen zu formulieren.

Auf der Grundlage der amtlichen Unfalldaten des Statistischen Bundesamtes, Wiesbaden (DESTATIS) erfolgte eine Unfalldatenauswertung im Allgemeinen. Für eine detaillierte Analyse wurden Daten der „German In-Depth Accident Study“ (GIDAS, Dresden und Hannover) ausgewählt.

Bei etwa der Hälfte der im Teilumfang (n = 199) untersuchten Unfälle von MESFz kam es zu Kopfverletzungen, überwiegend bei benutztem Schutzhelm. In 18 % lagen die führenden Verletzungen am Kopf; in 48 % blieb der Kopf unverletzt bei sonstigen schweren bis schwersten und tödlichen Verletzungen am Körper. Etwa 10 % der Aufsassen benutzten ein MESFz ohne bzw. mit absolut ungeeignetem Helm.

Eine kritische Bewertung und Alternativvorschläge der derzeitigen Fassung der UN-R 22/05 wurden bezüglich der Punkte Prüfumfang, Prüfausstattung, Prüfdurchführung, Prüfkriterien und eine fälschungssicheren Homologations-Kennzeichnung erarbeitet.

Motorcycle protective helmet – Identification of their optimization potential regarding statistics and characteristics of motorcycle accidents

The number of accidents involving powered single track vehicles (PSTV) with severe or fatal injuries to the riders continues to be alarmingly high compared with the total number of fatalities in other road accidents.

In 2013, 641 riders were killed and 12,034 were seriously injured in a total number of 42,427 PSTV accidents. In 2012, 679 riders were killed and 12,524 were seriously injured.

In order to reduce this high number of seriously injured or killed motorcycle riders and to help achieve the 4th EU Action Program for Road Safety aimed at cutting road deaths in the European Union in half until 2020 (reference year 2010) the German Federal Highway Research Institute has initiated the present project.

The aim of this project is to analyse accident data of powered single track vehicles, to perform supplementary computer-based FEM simulations and to critically evaluate the UNECE-Regulation UN-R 22/05 with regard to trauma biomechanics (tests and test values) thus obtaining targeted findings, to identify needs for action and to work out proposals for revision of UN-R 22/05 and general measures to improve the above situation.

From the official accident data pool of the German Federal Office of Statistics at Wiesbaden (DESTATIS) PSTV-accident data were analysed in general.

For a detailed evaluation, data of the “German In-Depth Accident Study” – GIDAS data (Dresden and Hanover) was chosen.

About half of the PSTV accidents investigated in subgroup n = 199 showed head injuries. In most cases, a protective helmet had been used. In 18%, the main injuries were located in the region of the head; in 48%, the victims had no head injuries but serious to critical or fatal injuries to the body. About 10% of the PSTV riders had no helmet at all or used an absolutely unsuitable helmet.

Recommendations and proposals were worked out for further activities relating to a revision of UN-R 22/05 concerning the range of type tests, type test equipment, type test performance, test criteria and limits as well as for a forgery-proof homologation label.

Summary

Motorcycle protective helmet – Identification of their optimization potential regarding statistics and characteristics of motorcycle accidents

Objectives

The aim of the project was to make a contribution to a revision of UN Regulation 22/05 with a focus on trauma-biomechanical content and to formulate proposals for measures to reduce the number of motorcycle accidents and their injuries. For this purpose, we analysed the accident data of powered single track vehicles (PSTV), critically evaluated UN-R 22/05 and performed complementary computer simulations. Our project partner was LS-ICube, University of Strasbourg, France.

The development of the number of accidents, their injury consequences and the major characteristics of PSTV accidents in general were investigated on the basis of the official accident data of the German Federal Statistical Office in Wiesbaden (DESTATIS). The total number of road accidents and the accident involvement of PSTV riders were analysed in relation to the accident involvement of all other road users, taking into account the injury severity.

Our evaluations showed that the consequences of PSTV accidents had declined less significantly than those of all other road users and that the riders of motorcycles had six to ten times more fatal accidents than riders of scooters and mopeds.

In the last 30 years, no significant changes were made in the basic design of motorcycle protective helmets. Improvements were achieved in the active safety of helmets, the quality of visors and the development of flip-up helmets.

For the assessment of the behaviour of motorcycle helmets during accidents, data of the "German In-Depth Accident Study" (GIDAS, Dresden and Hanover) were evaluated in 3 stages:

1. Total number of GIDAS data (n = 3,611): All PSTV riders with MAIS-values ≥ 1 .
2. Defined subgroup (n = 199): All PSTV riders with a severity of MAIS ≥ 3 , AIS-values of the body regions as well as data on personal protective equipment.

3. Defined subgroup (n = 97): All PSTV riders with MAIS ≥ 3 and additional head injuries with AIS_{Head} values ≥ 1 and helmet data, as far as available.

The objectives of this study were:

- general statements about the accidents,
- findings on the nature, frequency and severity of injuries in different body regions,
- in-depth reflection on the type, use and function of helmets,
- identification of suitable cases for the validation of the computer simulations.

Types of Accidents

The analysis (n = 3,611) of the frequency of the types of accidents showed that 74% of the recorded riders were involved in an accident of the 24 types of accidents with a share between 1.0% and 10%.

The analysis of the various types of accidents essentially shows

- that the nine most common types of accidents account for about 50% of the riders and
- that PSTV accidents are very varied: about a quarter of the riders are victims in accidents with a frequency of less than one per cent.

Injuries

Head injuries were found in approximately half of the 199 investigated PSTV accidents, mostly in riders wearing a helmet. In 18% of these cases, the main injuries were located on the head.

Those cases, in which head injuries could be prevented by a helmet, could not be identified.

Severe to life-threatening injuries to the cervical spine accounted for 2.5% and were thus relatively rare.

In accidents causing serious or life-threatening injuries or death, the following body regions remained unharmed: head in 48%, cervical spine in 81%, chest in 42%, abdomen in 79% and pelvis in 76% of the cases.

Severe injuries (AIS = 3) of the legs were eight times more frequent than serious injuries of the arms.

In order of frequency, our analysis showed the following incidence rates (all AIS-values): legs 73%, chest 55%, head 49%, arms 47%, pelvis 20%, cervical spine 19% and abdomen 18%.

Individual helmet use

Safety helmets worn on public roads comply with the relevant German laws, if they fulfil the criteria of "suitability". These criteria are met if a helmet is type-tested according to UN Regulation 22 or fulfils equivalent minimum requirements of some other regulation and does not show any damage, functional defects or other changes due to wear and tear.

Evaluation of the GIDAS data (n = 3,611) regarding individual helmet use produced the following results (percentages rounded): about 75% of the PSTV riders used a full face helmet, 14% a jet-helmet, 5% a brain cap, 1% other (inappropriate) helmets and 5% did not wear a helmet at all. This means that approx. 10% of the PSTV riders used no helmet at all or an evidently inappropriate brain cap.

Whether protective helmets were "suitable" within the definition of the law and in how many cases the helmets were not properly used (e.g. wrong helmet size, chin strap too loose or not closed), could not be determined.

Flip-up helmets and helmets with a selectable integrated sun visor could not be identified.

Situation in France

Table 1 shows the number of killed PSTV riders in France in the period from 2001 to 2011 in relation to all other road users.

The number of all other road users killed in road accidents in France during this period declined significantly faster than in Germany.

In contrast, the total number of killed PSTV riders in France has been constantly higher than in Germany due to the larger percentage of scooters and mopeds in the vehicle population.

Within the scope of the project "Recherche sur les accidents impliquant un Deux-Roues motorise" (RIDER) conducted from 2003 to 2005 the impact traces on helmets worn by 360 PSTV riders involved in accidents were investigated.

The 732 impact traces found in the 17 defined helmet "sectors" are distributed relatively evenly around the entire circumference of the helmet, (i.e. without any striking accumulations). In the middle of the rear half of the helmet, impact traces were found more often than on the front half of the helmet, including the visor.

With regard to the front half of the helmet, the right side up to the middle of the front showed a larger number of impact traces than on the comparable left side of the helmet.

Towards the vertex of the helmet, the number of contact traces dropped to values close to zero.

Test conditions for motorcycle safety helmets

Impact velocities of the helmeted head in the range of 20 m/s (72 km/h) were studied and reported by various authors and in our own investigations. When a helmeted head hits a hard structure the ability of conventional motorcycle helmets to protect the wearer's head is more or less exhausted already at a velocity of 10 m/s (36 km/h). Statistical distributions of impact velocities of the helmeted head, taking into account head injuries and major injuries of other body regions, were not found in the literature.

With regard to the conditions and criteria of impact tests according to UN-R 22/05 as well as the actual

Year	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011
France (Germany)											
Other road users killed	6,733 (5,875)	6,347 (5,798)	4,926 (5,533)	4,404 (4,862)	4,119 (4,379)	3,644 (4,191)	3,485 (4,042)	3,200 (3,711)	3,097 (3,403)	3,031 (2,939)	2,978 (3,231)
Killed riders Motorcycles	1,077 (964)	1,046 (913)	899 (946)	871 (858)	870 (875)	763 (793)	826 (807)	800 (656)	896 (650)	705 (635)	744 (708)
Killed riders Scooters, mopeds	444 (138)	369 (131)	349 (134)	317 (122)	349 (107)	314 (107)	317 (100)	293 (110)	300 (99)	272 (74)	238 (70)
Total killed riders of PSTVs	1,521 (1,102)	1,415 (1044)	1,248 (1080)	1,188 (980)	1,219 (982)	1,077 (900)	1,143 (907)	1,093 (766)	1,196 (749)	977 (709)	982 (778)

Tab. 1: Killed riders of PSTV and killed other road users, France – Data for Germany are indicated in parentheses

results of accident research, no scientifically justified reasons are apparent at present to change the impact velocities of 7.5 m/s (helmet shell) and 5.5 m/s (chin guard) stipulated in UN-R 22/05. An increase of the impact velocity would probably involve the risk of greater “stiffness of the helmet”, which would be biomechanically incompatible, whereas a decrease would probably reflect the individual accident less adequately.

However, an amendment of UN-R 22/05 may lead to changed or extended impact velocities in impact tests on the basis of the following influencing parameters:

- increase and/or extension of the protective effect of motorcycle helmets,
- new investigation results of research on motorcycle accidents and/or trauma-biomechanics,
- change and/or extension of test criteria and their value limits,
- influence of design, components and method of the impact type test.

When defining new or extended impact velocities, an algorithm must be completed in which the above influencing parameters show interdependencies.

To determine the traces and material changes caused by the accident the data of 97 helmets involved in accidents with available coding of “sectors” were evaluated. The results of this evaluation showed that no reliable statements as to the frequency distribution of location, characteristics and energy input of those traces and material changes could be made because of the nature and limited number of available helmet data.

According to the results of COST PROJECT 327 “Motorcycle safety helmets” (EC-Final Report 2003) externally visible impact traces are relatively evenly distributed around the helmet. Priorities cannot be specified.

A synopsis of external impact traces on the outer shell of the helmets and (if present) internal impact traces such as compressions or breaks on the padding could not be found in the literature and the GIDAS data.

Injury criteria – value limits – ranking functions

A systematically organized presentation and critical evaluation of the head injury criteria indicated below

illustrates the extent of the prediction coherences and ranking functions in the case of an impact of the helmeted head:

- maximum linear acceleration of the head,
- Wayne State Tolerance Curve – WSTC,
- Gadd Severity Index – GSI,
- Head Injury Criterion – HIC,
- maximum rotational acceleration of the head,
- kinematic rotational brain injury criterion – Kin-Rot-BRIC,
- Generalized Acceleration Model for Brain Injury Tolerance – GAMBIT,
- Head Impact Power – HIP,
- injury predictors based on a simulation model (e.g. SIMon, SUFEHM).

When defining injury criteria of the head and their tolerance value limits, the physical and kinematic sensitivity of the criterion, the considered load case, the selected test head (form and type) as well as the level of the intended protection always have to be taken into account.

The head injury criterion (HIC), which followed the Gadd Severity Index (GSI), is internationally recognized and widely used, but also frequently discussed. It is based on the assumption that the resulting linear acceleration of the head represents a good indicator for head injuries. This criterion is also used in the assessment of the passive safety of vehicles and motorcycle safety helmets.

But it has limitations, since it does not take into account the location and direction of the impact acceleration of the head and the rotational acceleration. It also does not differentiate between different injuries of the head.

Other injury criteria of the head have limitations and a specific significance, too. Therefore it is difficult to find injury criteria or ranking functions which are appropriate as test criteria for the quality of helmets concerning injury protection.

The SUFEHM Head Model

The Strasbourg University Finite Element Head Model (SUFEHM) was designed by KANG et al. (1997) on the basis of the RADIOSS platform.

For further validation of the SUFEHM and to understand the development of simulation-based injury criteria the risk of head injuries was assessed by numerical experiments at LS-ICube, University of Strasbourg, based on six completely documented PSTV accidents from Freiburg (database GIDAS and IFM) and four motorcycle accident documentations from Strasbourg (database LS-ICube).

The implementation of the numerical experiments has shown that the procedure used is helpful and giving good results relating to the interaction of safety helmet and head protection as well as to the traumatogenesis of the impact time history.

With regard to the standardisation work, the SUFEHM does not yet present a closed form solution.

Therefore it is desirable to further improve the architecture and performance of this simulation model.

Tamper-proof homologation registration label

Numerous possibilities for tamper-proof registration of motorcycle safety helmets to prove type approval in accordance with UN-R 22 were discussed together with the industry with regard to feasibility, quality and costs under specific requirements.

The result was a preselection of four procedures, which were partly implemented in practice already.

As a tamper-proof registration label an appropriately designed, self-adhesive label or sticker was finally selected, which cannot be removed without residue, as e.g. on official vehicle number plates.

In this context, multiple registrations, e.g. at or in flip-up helmets as well as redundant tags are to be discussed.

Revision of UN Regulation 22/05

For revision and amendment of UN-R 22/05 the following suggestions and recommendations have been worked out in cooperation with LS-ICube, University of Strasbourg:

- type testing scope: verify or delete structure stability test of the helmet,
- type testing scope: inclusion of oblique impact test with measurement equipment,

- type testing head: more authentic design and fitting,
- test velocities: adjust if necessary – see “test conditions for motorcycle safety helmets”,
- test points at the helmet: currently to be left unchanged,
- type testing temperature at -20° celsius: increase of temperature to -10° or 0° celsius,
- type testing criterion linear acceleration a_{\max} – revision of the limit value,
- test criterion HIC: delete or replace; if replaced, reduce current test value,
- type testing criterion of rotational acceleration α_{\max} – possibly implementation and definition of limit value,
- further development of type testing criteria on the basis of the SUFEHM,
- tamper-proof homologation registration.

An essential improvement may be achieved by replacing the ISO head shape by a Hybrid III dummy head. Reasons for this are:

- more authentic weight and moment of inertia of the head,
- deformability of the scalp (important for the optimisation of helmets),
- can be mounted to the Hybrid III dummy's neck more easily,
- allows application of sensors for rotational acceleration.

Translational acceleration a_{trans} should be maintained as a tool to measure the load on the helmeted head. Its limit value (max. permissible test value) should be reduced provided that testing influences and characteristics of the components of the experimental setup and the implementation of the applied type testing procedure are taken into account.

The head injury criterion (HIC) has been criticized because of its above mentioned limitations and doubts have been raised whether it should be used as a biomechanical test criterion in the future.

If its application is continued, its present value limit of 2,400 should also be reduced.

In the future type testing scope, rotational acceleration must be included as an oblique impact test to be newly defined. The above conditions (test methodology influences) must also be taken into account when determining a limit value (max. permissible test value).

For the assessment of rotational acceleration, the axes for the rotation of the head-helmet ensemble have to be clarified.

Before the proposed SUFEHM-based head injury criteria can be introduced as type testing criteria, their maximum permissible test values have to be developed and technically implemented.

In the future, the inclusion of IT-equipment into motorcycle safety helmets (e.g. for warnings and also for eCall etc.) and their integration into the digital traffic safety infrastructure should also be investigated. For the implementation of the above improvements a possible approach has been outlined.

Outlook

Under the specified issues, the cooperation with our French partners in the project produced clear and feasible results and findings to assess the current status of UN Regulation 22/05 and the further procedure.

The analysis of PSTV accidents in general, including the comparable data and figures from France, showed that countermeasures to reduce the high number of serious injuries and fatalities in PSTV accident victims are necessary and possible.

With regard to UN-R 22 it became clear that the present version does no longer sufficiently ensure the suitability of motorcycle safety helmets – especially in terms of injury protection – according to the current scientific knowledge of trauma-biomechanics and the state of the art, but may even prevent the improvement of helmets using new materials and technologies.

On the basis of the suggestions and recommendations derived from the results of this project a review process of UN-R 22 should therefore be initiated. See chapter 8.5.

During our work on the project, it also became clear that there are still some open questions with regard to function, biomechanical compatibility and efficiency and thus the suitability of helmets.

This requires further investigations of “appropriate”, i.e. meaningful accidents, on the basis of which conclusive statements can be made on the function and efficiency of helmets for application to the individual case.

Further questions relate to the currently feasible technological optimisation of helmets as well as to the further development of individual type-testing procedures.

An additional project studying these aspects in context seems necessary.

The following is a summary of proposals for practical measures to prevent and reduce injuries caused by PSTV accidents:

- Consistent proper use of suitable safety helmets and other appropriate personal protective equipment.
- Development of criteria for assessing the suitability of motorcycle safety helmets by the police.
- Enhancement of the quality of driver training including refresher and safety training.
- To promote risk awareness and better partnership of PSTV riders in road traffic by relevant literature and public relation activities.
- Road conditions (e.g. potholes, bitumen repairs, crushed stones) as well as the design of guard rail systems and curbs.
- Equipment of PSTV with safety relevant assistance systems, in particular advanced braking systems.

Especially the situation in increasingly congested inner city areas and the growing number of PSTV with ever more powerful electric drives demonstrate that further research is urgently needed.

Inhalt

	3.3.10	Unfallhelme – Spuren und Beschädigungen	36
	3.4	Prüfung der statistischen Äquivalenz, Beispiele	39
	3.5	Frankreich, Übersichtsdaten	41
	3.5.1	Das Unfallgeschehen MESFz in Frankreich (2001-2011)	41
	3.5.2	Anpralleinwirkungen am Helm, Verteilung und Häufigkeit (Frankreich)	42
	3.6	Validierungs- und regionale Kasuistikfälle, Beispiele	42
	3.7	Sonderfall – der Körperanprall gegen Schutzplanken.	46
	3.8	Das Unfallgeschehen MESFz – Zusammenfassung.	47
	4	Schutzhelme – Bauformen, Theorie, Auswertungen, Optimierung.	50
	4.1	Bauformen, prinzipieller Aufbau und Funktion	50
	4.1.1	Helmtypen	50
	4.1.2	Aufbau (Terminologie)	50
	4.1.3	Funktion	50
	4.1.4	Sicherheitskategorien.	51
	4.2	Zur Frage der Geeignetheit von Motorradschutzhelmen	51
	4.3	Beanspruchungsarten, Begriffe, Größen, Grenzenergie	51
	4.4	Nachteilige Wirkungen und missbräuchliche Nutzung von Schutzhelmen	52
	5	Fälschungssichere Kennzeichnung von Helmen	52
	5.1	Selbstklebendes Etikett	53
	5.2	Selbstklebende Prüfplakette	53
	5.3	Aufkleber mit Hologramm.	53
	5.4	Radio Frequency Identification Chip	53
	5.5	Auswahlergebnis, Lösungsvorschlag	55
Abkürzungen.			13
Abkürzungen – Medizin und Trauma-Biomechanik			14
1 Einleitung			15
2 Literaturrecherche			16
3 Das Unfallgeschehen motorisierter Einspurfahrzeuge			20
3.1 Einführung, analysierte Daten			20
3.2 DESTATIS-Daten			21
3.2.1 Bevölkerungsentwicklung und Altersstruktur			21
3.2.2 Unfallgeschehen und Verletzungsschwere von Aufsassen MESFz.			23
3.2.3 Getötete Aufsassen MESFz nach Fahrzeuggruppen			25
3.2.4 Unfälle und Verletzungsschwere von Aufsassen MESFz nach Ortslage			26
3.3 GIDAS-Daten – Auswertungen.			26
3.3.1 Zielsetzung und methodisches Vorgehen bei der GIDAS-Datenauswertung.			26
3.3.2 Verunglückte Aufsassen MESFz, Verletzungsschwere			27
3.3.3 Unfälle MESFz und Verletzungsschwere nach Ortslage.			28
3.3.4 Schwere der Verletzungen in Körperbereichen.			29
3.3.5 Rangfolge der Verletzungshäufigkeit in Körperbereichen.			31
3.3.6 Zeitdauer der medizinischen Erstversorgung.			31
3.3.7 Alkoholbeeinflussung und Suizid			32
3.3.8 Typenhäufigkeit von Unfällen MESFz			32
3.3.9 Schutzhelme im Unfallgeschehen MESFz			34

6	Kopfverletzungskriterien	55	8	UN-R 22 – Status, Bewertung, weitere Entwicklung	89
6.1	Verletzungskriterien auf Grundlage von Translationsbeschleunigungen	55	8.1	Anmerkungen zur Situation und Vorgehensweise	89
6.1.1	Maximale Translationsbeschleunigung des Kopfes	55	8.2	UN-R 22 – kritische Bewertung der Prüf- und Mindestanforderungen	89
6.1.2	Die Wayne State Tolerance Curve	55	8.2.1	Einleitung	89
6.1.3	Der Gadd Severity Index	56	8.2.2	Typprüfversuche – Zielsetzung, Art und Umfang	90
6.1.4	Das Head Injury Criterion, HIC	57	8.2.3	Prüfkomponenten – der Prüfkopf, Beschaffenheit und Instrumentierung	92
6.2	Verletzungskriterien auf Grundlage von Rotation des Kopfes	59	8.2.4	Prüfwerte Verletzungsschutz, Typprüfkriterien – derzeitige Vorgaben	92
6.2.1	Literaturübersicht zum Verletzungspotenzial von Rotationsbeschleunigungen	59	8.2.5	Fälschungssichere Homologations-Kennzeichnung	93
6.2.2	Maximale Rotationsbeschleunigung des Kopfes	61	8.3	UN-R 22 – Fortschreibung, Überlegungen und Empfehlungen	93
6.2.3	Kinematic Rotational Brain Injury Criterion, Kin-Rot-BriC	62	8.3.1	Einleitung	93
6.3	Kombinierte Verletzungskriterien (Translation und Rotation)	63	8.3.2	Typprüfversuche – Zielsetzung, Art und Umfang	94
6.3.1	Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT)	63	8.3.3	Prüfkomponenten – der Prüfkopf, Beschaffenheit und Instrumentierung	95
6.3.2	Head Impact Power, HIP (Kopf-Impakt-Leistung)	64	8.3.4	Verletzungskriterien, Typprüfkriterien	95
6.4	Verletzungskriterien auf Grundlage von FE-Modellen des Kopfes	64	8.3.5	Fälschungssichere Homologations-Kennzeichnung	96
6.4.1	Simulated Injury Monitor, SIMon	65	8.4	UN-R 22 – Fortschreibung, Zusammenfassung der Diskussionspunkte	96
6.4.2	Das Finite-Elemente Helm-Kopfmodell der Universität Straßburg	66	8.5	UN-R 22 – Fortschreibung, Umsetzung und Forschungsbedarf	97
6.5	Verletzungskriterien – Schlussfolgerungen	68	9	Zusammenfassung und Ausblick	98
7	Aufbereitung von sechs ausgewählten Validierungsfällen	71	Literatur	103	
7.1	Methodendarstellung	71	Bilder	107	
7.1.1	Einführung	71	Tabellen	109	
7.1.2	Modellierung des Kopfes und modellbezogene Verletzungskriterien	72	Anhang	111	
7.1.3	Modellierung des Schutzhelmes	73			
7.2	Rekonstruktion und Darstellung der Validierungsfälle	73			
7.3	Zusammenfassung zu den Validierungsfällen	87			

Abkürzungen

AB	Abbiege-Unfall – (Unfalltyp)	JARI	Japan Automobile Research Institute
BAK	Blutalkoholkonzentration	JHTC	JARI Human Head Tolerance Curve
BASt	Bundesanstalt für Straßenwesen	KTH	Kungliga Tekniska Högskolan (Königliche Technische Hochschule), Stockholm, Sweden
CCIS	Cooperative Crash Injury Study (UK)	LAB	Laboratoire d'accidentologie, de biomécanique et d'études du comportement humain
CEESAR	Centre Européen d'Etudes de Sécurité et d'Analyse des Risques	LS-ICube	Laboratoire des sciences de l'ingénieur, de l'informatique et de l'imagerie (Uni-versité Strasbourg)
CFK	Kohlenstoffaserverstärkter Kunststoff	LV	Unfall im Längsverkehr – (Unfalltyp)
DESTATIS	Statistisches Bundesamt	m. v.	missing value
ECE	Economic Commission for Europe	max V	Maximum Value (Maximalwert)
EK	Einbiegen/Kreuzen-Unfall – (Unfalltyp)	MICH	Modular Integrated Communications Helmet
ENCAP	European New Car Assessment Program	MESFz	Motorisiertes Einspur-Fahrzeug (Engl.: PSTV)
EPS RD 50	Expandierter Polystyrol Hartschaum, Raumdichte 50 gr/Liter	NA	Not Available
ETSC	European Transport Safety Council (Europäischer Verkehrssicherheitsrat)	NFS	Not Further Specified
F	Fahrerunfall – (Unfalltyp)	NHTSA	National Highway Traffic Safety Administration
F	Frankreich	OEM	Original Equipment Manufacturer
FIA	Federation Internationale de l'Automobil	ONISR	Observatoire National Interministériel de Sécurité Routière
FMVSS	Federal Motor Vehicle Safety Standard	PSTV	Powered Single Track Vehicle (D: MESFz)
FR	Freiburg/Breisgau	RV	Unfall durch ruhenden Verkehr – (Unfalltyp)
GFK	Glasfaserverstärkter Kunststoff	SCCC	STAPP Car Crash Conference
GIDAS	German In-Depth Accident Study	SHARP	Safety Helmet Assessment and Rating Programme
HD	Heidelberg	SU	Sonstiger Unfall – (Unfalltyp)
IFSTTAR	Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux (vormals: INRETS)	SUFEHM	Strasbourg University Finite Element Head Model
INRETS	Institut National de Recherche sur les Transport et leur Sécurité	TBUHD	Technologische Biomechanik und Unfallforschung Heidelberg
IRCOBI	International Conference of Biomechanics	UN	United Nations
IRM FR	Institut für Rechtsmedizin Freiburg	WSTC	Wayne State Tolerance Curve
IVAC	In-Depth Investigation of Vehicle Accidents in Changsha, China	VUA	Verkehrsunfallanzeige

Abkürzungen – Medizin und Trauma-Biomechanik

A-P	Anterior-Posterior
AIS	Abbreviated Injury Scale
BWK	Brustwirbelkörper
CHI	Closed Head Injury
CSDM	Cumulative Strain Damage Measure
CSF	Cerebrospinal Fluid
DAI	Diffuse Axonal Injury
EDH	Epiduralhämatom
FEHM	Finite Element Head Model
GAMBIT	General Acceleration Model for Brain Injury Threshold
GSI	Gadd Severity Index
HIC	Head Injury Criterion
HIP	Head Impact Power
HPC	Head Protection Criterion
HWK	Halswirbelkörper
HWS	Halswirbelsäule
KTA	Kopf-Trage-Apparat
LWK	Lendenwirbelkörper
MAIS	Maximum AIS (Value)
PMHS	Post mortem human subject (früher in Deutschl. PMTO)
RQW	Rissquetschwunde
SAB	Subarachnoidal Blutung
SDH	Subduralhämatom
SFC	Skull Fracture Criterion
SHT	Schädel-Hirn-Trauma
SI	Severity Index
Th	Thorax (Brust)
VC	Viscous Criterion
WSTC	Wayne State Tolerance Curve

1 Einleitung

Die Zahl der tödlich verletzten sowie der schwer- und schwerstverletzten Aufsassen motorisierter Einspurfahrzeuge (MESFz, d. h. Motorräder, Motorroller, Mofas, Mopeds) ist nach wie vor sehr hoch, insbesondere unter Berücksichtigung des Fahrzeugbestandes sowie der jeweiligen Fahrleistungen (siehe Bild A).

Die Verminderung dieser Zahlen hält nicht Schritt mit der Entwicklung des Unfallaufkommens und dessen Folgen für andere Gruppen von Verkehrsteilnehmern und erfüllt auch nicht die Vorgaben des 4. Europäischen Aktionsprogrammes für die Verkehrssicherheit, die im Zeitraum 2011 bis 2020 u. a. eine Halbierung der Getöteten anstreben.

Auch die jüngsten Zahlen von 2012 (Mofa/Moped: 93, Motorrad: 586; MESFz gesamt: 679 Unfallopfer) und 2013 (Mofa/Moped: 73, Motorrad: 568; MESFz gesamt: 641 Unfallopfer) lassen dies erkennen.

Vorliegend wurden durch eine detaillierte Untersuchung und auf der Grundlage einer aktuellen Erfassung des Aufkommens und der Schwerpunkte von Unfällen MESFz der Handlungsbedarf festgestellt und Lösungsvorschläge erarbeitet.

Nach aktuellen wissenschaftlichen Ergebnissen und Erkenntnissen zahlreicher Untersucher und Autoren (wie HURT (1979), sowie CHINN, OTTE, SCHULLER und WILLINGER als Mitverfasser im COST-Projekt 327 (2001), SCHUELER (1979, 1982, 1983, 1984, 1985, 1994, 2008) und andere Autoren) sowie nach dem Stand der Technologie und Werkstoffe zeichnet sich inzwischen ein dringender Verbesserungsbedarf hinsichtlich des Wirkungsgrades von Motorradschutzhelmen ab. Die-

ser betrifft unter dem Aspekt des Verletzungsschutzes in erster Linie die Felder

- Schutzzieldefinition (Festlegung von Art und Niveau des Verletzungsschutzes),
- Unfallforschung (Lastfälle nach Art und Häufigkeit),
- Trauma-Biomechanik (Verletzungskriterien, Anpassung des Anprall-Filterungsverhaltens),
- grundsätzliche Helmkonstruktion (strukturelle Aufgabenteilung) sowie
- Typprüfung (erweiterte und ergänzende Prüf- und Messmöglichkeiten).

Lösungsvorschläge bezogen sich daher vor allem auf die Bewertung und Erarbeitung von Änderungsvorschlägen bzgl. der in der aktuellen Fassung der UNECE-Regelung 22/05 niedergelegten Mindestanforderungen und Prüfkriterien sowie deren Tauglichkeit hinsichtlich eines maximalen Verletzungsschutzes von Schutzhelmen beim Anprall des behelmten Kopfes unter den unterschiedlichen Gegebenheiten des Unfallgeschehens MESFz.

Zentrale Zielsetzung des Projektes war die Erarbeitung belastbarer Aussagen bezüglich:

- einer Charakteristik des aktuellen Unfallgeschehens MESFz im Allgemeinen (einschließlich Rahmendaten von Unfällen MESFz in Frankreich) und
- der Tauglichkeit und Effizienz der derzeit in der UNECE-Regelung Nr. 22/05 (UN-R 22/05) aufgeführten Mindestanforderungen an Motorradschutzhelme, einschließlich einer kritischen Bewertung der derzeit in der internationalen

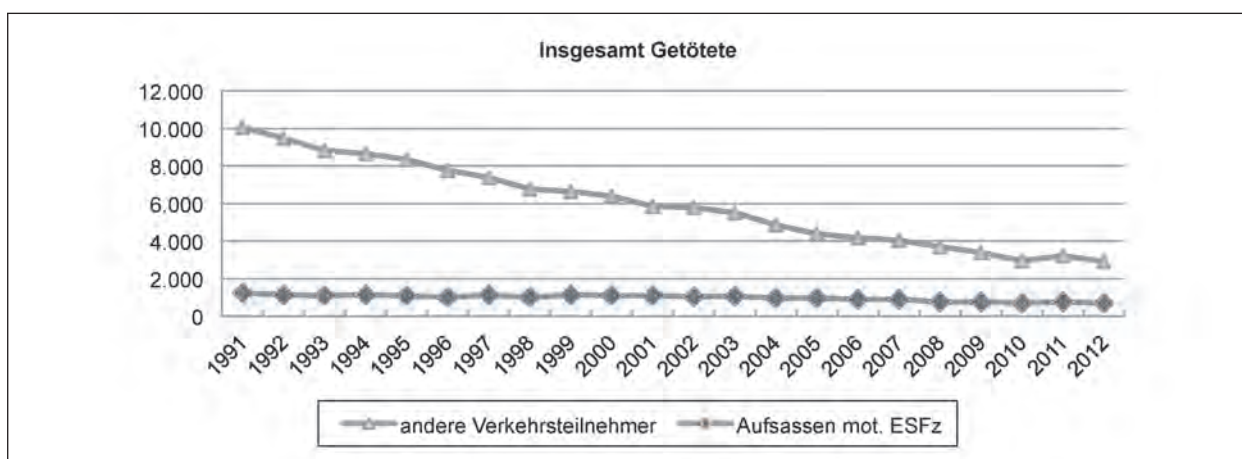


Bild A: Getötete Aufsassen MESFz gegenüber allen anderen Verkehrsteilnehmern (s. auch Bild 7)

Literatur mitgeteilten und diskutierten Verletzungsschutzkriterien des Kopfes.

Einzelne Arbeitsschritte bestanden in:

- Literaturrecherche zu aktuellen Studien im Themenbereich „Kopfanprall“,
- statistischen Unfalldatenauswertungen zur Darstellung des aktuellen Unfallgeschehens mit Motorrädern im Allgemeinen sowie verletzungsbezogen,
- statistische und kasuistische Unfalldatenauswertung zu Motorradschutzhelmen mit Analyse des Verletzungsgeschehens,
- kritische Bewertung der biomechanischen Prüfkriterien (z. B. Head Injury Criterion – HIC) in der UN-R 22/05 nach Art und Werthöhe,
- Bewertung von neuen Verletzungsschutzkriterien bezüglich des Kopfes (z. B. HIP, GAMBIT, FE-Model gestützt),
- Erarbeitung von Vorschlägen zur Fortschreibung, ggf. Erweiterung der UNECE-Regelung einschließlich Verbesserungsvorschlägen zur fälschungssicheren Kennzeichnung von Helmen.

Das Aufkommen, wesentliche Aspekte sowie die Schwerpunktbereiche des Unfallgeschehens von MESFz und dessen Begleitumstände wurden identifiziert und analysiert mithilfe von Daten des Statistischen Bundesamtes (DESTATIS) sowie unter Nutzung des Fundus der GIDAS (German In-Depth Accident Study) – Unfalldaten (Hannover und Dresden).

Ergänzend lieferten Ergebnisse eigener interdisziplinärer Unfalluntersuchungen „regionaler Kasuistikkfälle“ mit dem Schwerpunkten „Helmfunktion“ und „Helmtrageverhalten“ einen Beitrag zur Projektbearbeitung.

Auch Vorschläge zu einer fälschungssicheren Homologationskennzeichnung von Motorradschutzhelmen bzgl. der UN-R 22) wurden mit Vertretern der Helmindustrie (Fa. Schubert Holding GmbH, Magdeburg) erarbeitet, auf Machbarkeit und Kosten überprüft und im Bericht dargestellt.

Die Bearbeitung des Projektes erfolgte in Kooperation mit der Universität Straßburg, LS-ICube, Frankreich (Prof. Rémy Willinger und Mitarbeiter Caroline Deck und Nicolas Bourde), deren besonderer

Kompetenzbereich im Feld der Computersimulation einen ergänzenden Projektbeitrag erbrachte.

Als Projekterweiterung vorgesehene Erhebungen im fließenden Verkehr (gemeinsam mit regionalen Polizeidirektionen, z. B. Freiburg und Heidelberg) konnten bisher wegen des Projektumfanges und Personalengpässen bei der Polizei nicht durchgeführt werden.

2 Literaturrecherche

Im Rahmen der Projektbearbeitung wurden insgesamt über 300 Literaturstellen gesichtet. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde ein Schwerpunkt auf das aktuell häufig diskutierte Rotations-trauma beim Unfall MESFz gelegt. Andere Literaturstellen sind im Bericht genannt und im Literaturverzeichnis wiedergegeben.

Darüber hinaus ist eine umfangreiche, ergänzende Literaturübersicht mit 106 Literaturstellen im Anhang wiedergegeben, zu der alle Dokumente als pdf-Dateien ebenfalls enthalten sind und eingesehen werden können.

Bei der Literatursichtung fiel auf, dass Einzelfalldarstellungen von Unfällen MESFz häufig oberflächlich und unvollständig behandelt wurden und so für das Projekt nur eine geringe Wertigkeit hatten.

Einige zentrale Dokumente, wie zum Beispiel der Bericht zum Projekt „COST 327“ sowie darin enthaltene weitere Quellen und einige Dissertationen, in denen besondere Aspekte des Unfallgeschehens MESFz behandelt wurden (z. B. NIEMEYER, München „Zur Biomechanik des traumatischen diffusen Axonschadens“ und LATTKKE, Darmstadt „Ein kommunikationsbasiertes Gefahrenstellenwarnsystem für Motorradfahrer“), lieferten verwertbare Beiträge.

Das COST-327-Projekt hatte die Erarbeitung von Vorschlägen zu einer neuen europäischen Prüfnorm für Motorradhelme auf der Basis der Projektergebnisse als wesentliches Ziel.

Bei der Bearbeitung des Projektes COST 327 wurden Unfalldaten von MESFz aus Glasgow, UK, Hannover und München, Deutschland sowie aus Helsinki und Lapland, Finnland aufgenommen.

Aus den nationalen Statistikerunterlagen dieser Länder ergab sich insgesamt, dass nur 20 % der Auf-sassen, die in ein Krankenhaus eingeliefert wurden,

Kopfverletzungen hatten. Dies machte deutlich, dass zu dieser Zeit aktuelle Helme einen Verletzungsschutz des Kopfes boten. Insgesamt erlitten 16 % Kopfverletzungen der Schwere AIS 2-4, was wiederum erkennen ließ, dass Verbesserungen von Schutzhelmen einen weiterreichenden Verletzungsschutz bieten konnten.

Eine Analyse der Daten von COST 327 ergab ferner, dass in 66,7 % der Unfälle eine Kopfverletzung und in 26,7 % eine Verletzung der Halswirbelsäule (HWS) auftraten. In 57 % kam es zu Thoraxverletzungen und in 72,9 % zu Verletzungen der Extremitäten. Bei einer Analyse der maximalen Verletzungsschwere MAIS zeigte sich, dass für einen MAIS-Wert 1 Kopfverletzungen bei 38 % lagen und bis zu einem MAIS-Wert 3 auf 81 % anstiegen. Hieraus wurde geschlossen, dass das Risiko von Kopfverletzung mit zunehmendem MAIS-Wert ansteigt.

Die Verteilung der Orte unfallbedingter Anprallspuren am Helm wurde wie folgt festgestellt: 26,9 % auf der rechten Seite, 26,3 % auf der linken Seite, 23,6 % an der Vorderseite und 21 % an der Rückseite des Helmes. Anprallspuren am Helmdom waren mit 2,2 % vergleichsweise selten.

Aus den Daten ging ferner hervor, dass die Schwere von Kopfverletzungen stark abhing von der Anprallgeschwindigkeit. Im Mittelwert kam es bei 18 km/h zu AIS 1, bei 50 km/h zu AIS 2-4 und ab 57 km/h zu AIS 5-6.

Aus diesem Ergebnis wurde gefolgert, dass bei einer Steigerung des Energieaufnahmevermögens des Helmes um 30 % eine Verminderung der Verletzungsschwere AIS 5-6 auf die Verletzungsschwere AIS 2-4 um 50 % möglich sei. Weitere Untersuchungen innerhalb des COST-Projektes zeigten, dass bei einer Erhöhung des Energieaufnahmevermögens um 24 % in 20 % der Fälle eine Verletzungsschwere von AIS 5-6 auf eine Verletzungsschwere von AIS 2-4 vermindert werden könnte.

Von besonderem Interesse war die mittlere Geschwindigkeit, bei der Gehirnverletzungen auftreten, da diese auf die Empfindlichkeit des Gehirnes gegenüber einer gegebenen Einwirksschwere an unterschiedlichen Stellen Aufschluss gibt.

Für das Auftreten einer Gehirnerschütterung (getrennt definiert zu anderen Verletzungsarten des Gehirnes) lag die mittlere Geschwindigkeit mit 43 km/h niedriger als die mittlere Geschwindigkeit zur Erzeugung von Gehirnverletzungen, die 60 km/h betrug.

Gehirnverletzungen sind nicht in erster Linie abhängig vom Ort der Einwirkung, wie dies anhand der Einwirkgeschwindigkeiten gezeigt wurde. Diese lag unterhalb von 60 km/h für den hinteren, unteren und seitlichen Bereich und über 60 km/h für den Kinnbügel und Stirnbereich.

Die Helmmasse hatte keinen Einfluss auf die Art und die Schwere der Kopfverletzung. Jethelme boten den gleichen Schutz wie Integralhelme, sofern der Anprall nicht auf den Gesichtsschädel wirkte.

Der Anprallwinkel des Körpers wurde untersucht und ergab sich in 68 % der Fälle zu 30 Grad oder darunter, bezogen auf eine Linie längs des Körpers und konnte somit eine Rotationsbewegung in den Kopf einleiten. In 32 % der Ereignisse lagen die Anprallwinkel oberhalb von 60 Grad.

Eine weitere Untersuchung im Rahmen des COST-327-Projektes zeigte im Ergebnis Übereinstimmung mit der Beobachtung, dass in über 60 % Kopfverletzungen durch Rotationsbewegungen des Kopfes erzeugt wurden.

Frakturen im HWS-Bereich traten in erster Linie dann auf, wenn Anprallereignisse gegen den Gesichtsschädel erfolgten und Biegemomente auch bei geringen Verletzungsschweren des Kopfes überwiegend der Grund für Verletzungen der HWS mit einem Schweregrad AIS 1 waren. HWS-Verletzungen mit AIS 1 zeigten sich in 80 % der Fälle bei Geschwindigkeiten bis zu 60 km/h und Verletzungen mit einem Schweregrad AIS 2 und höher ereigneten sich zu 80 % bei Geschwindigkeiten oberhalb von 45 km/h.

Schwere HWS-Verletzungen mit AIS 4 und darüber waren immer verbunden mit schweren Kopfverletzungen. Die Analyse zeigte auch, dass beim Auftreten von Kopfverletzungen mit AIS 5-6 mit 30 prozentiger Wahrscheinlichkeit eine HWS-Verletzung der Schwere AIS 4 oder höher vorlag.

Der Einfluss klimatischer Bedingungen auf das Unfallgeschehen wurde in einer Ergänzungsuntersuchung betrachtet. Aussagen zu diesem Einfluss waren schwierig zu treffen, da es sich bei den untersuchten Fällen um retrospektive Untersuchungen handelte, zu denen Klimaangaben fehlten.

Bei 111 untersuchten Unfällen zeigte sich im Ergebnis, dass in 10 Fällen die Wetterbedingungen im Wesentlichen unfallursächlich waren. Sechs dieser

Fälle ereigneten sich bei geringen Temperaturen unter 10 °C und bei einer hohen Luftfeuchte von mehr als 80 %.

Dieses Ergebnis zeigt, dass der Zusammenhang zwischen hoher Luftfeuchte bei niedriger Temperatur und einem bestehenden Unfallrisiko weiterhin untersucht werden sollte.

Im Beitrag „Verletzungssituation und Unfallursachen-Parameter von motorisierten Zweirädern bei Verkehrsunfällen in Erhebungen am Unfallort GIDAS“ fassen D. OTTE et al. (2010) wie folgt zusammen:

„Seit Jahren sind im Straßenverkehr die unterschiedlichsten Arten von motorisierten Zweirädern unterwegs und werden von Jugendlichen wie auch älteren Fahrern genutzt. Das Unfallgeschehen ist häufig ein Abbild von Fahrleistung, Fahrverhalten und Verkehrsteilnahmeaktivität.

Die biomechanischen Belastungsgrenzen des Menschen sind vom Alter geprägt. Die Verletzungsschwere wird besonders durch die unterschiedlichen Massen der miteinander kollidierenden Partner und der bei der Kollision auf den Körper übertragenen Belastungen beeinflusst, sodass in Anbetracht der unterschiedlichen Verkehrsteilnahme auch die Unfallschwere und damit die resultierenden Verletzungen für die jeweilige Zweiradgruppen unterschiedlich auftreten.

Unfalldokumentationen aus Hannover und Dresden (GIDAS) werden genutzt, um die detaillierten Verletzungen zu analysieren und Schutzmöglichkeiten darzustellen. Die Effektivität bestehender Schutzmittel Helm und Schutzkleidung werden dargestellt und für zurückliegende Zeiträume aufgezeigt.

GIDAS stellt die größte Datensammlung von Unfällen mit Personenschaden in Deutschland dar und kann als repräsentativ angesehen werden. GIDAS besteht seit 1999 und wird fortlaufend ergänzt. Es stehen für die Studie 2596 Unfälle mit Motorisierten Zweirädern zur Verfügung, die rekonstruiert waren und Angaben zur Kollisionsgeschwindigkeit beinhalteten. Damit wurden $n = 1391$ Motorräder > 125 ccm und $n = 1205$ andere motorisierte Zweiräder zusammengefasst ausgewertet. Die Daten beinhalten die Jahre 1999 bis 2009 und sind statistisch repräsentativ (Zufallsstichprobe und Wichtung).

Bezogen auf die Unfallursachen, für die hier eine von GIDAS entwickelte neuartige Unfallursachencodierung ACASS (Accident Causation Analysis

with „Seven Steps“) vorgestellt wird, können spezifische Einflussfaktoren auf die Unfallverursachung analysiert werden. Ferner werden spezifische Unfallkonfigurationen dargestellt und die Verletzungsfolgen und Verletzungsmechanismen mit Schutzmöglichkeiten für den Zweiradbenutzer beschrieben.“

MAIER et al. (2009) konnten in einer umfangreichen, interdisziplinären Untersuchung zur „Unfallgefährdung von Motorradfahrern“ neue Erkenntnisse, differenziert nach Ortslage sowohl aus Perspektive der Fahrzeugtechnik als auch der Straßenverkehrstechnik gewinnen. Hierbei wurden Daten der TU Dresden und der TU Berlin durch die Bildung typischer Unfallkonstellationen miteinander verknüpft.

Den Schwerpunkt bildet das Unfallgeschehen auf Landstraßen und im Innerortsbereich. Motorradunfälle auf Autobahnen treten sehr selten auf.

Außerorts (ohne BAB) sind als straßenseitige Einflussfaktoren auf das Unfallgeschehen vor allem eine hohe Kurvigkeit sowie das Vorhandensein von Steigungs- und Gefälleabschnitten zu nennen.

Die Auswertungen, die sich auf die Fahrzeugtechnik bezogen, ergaben einen statistisch signifikanten Einfluss des Leistungsgewichtes auf die Verletzungsschwere.

Technische Eigenschaften wie z. B. das Vorhandensein eines Seitenkoffers am MESFz oder die Lenkerform haben hingegen keinen auffälligen Einfluss. Dasselbe gilt für den Motorradtyp als technisches Merkmal des Motorrades.

Bei Betrachtung der Unfallkonstellationen ist die häufigste Kollision der aufrechte Anprall des Motorradfahrers in stabiler Geradeausfahrt. Diese fallen im Mittel weniger schwer aus als der Sturz des Motorradfahrers vor einer anschließenden Kollision.

Alleinunfälle ohne Kollision mit einem Hindernis fallen i. d. R. weniger schwerwiegend aus als Alleinunfälle mit anschließender Kollision.

Als wesentliches Ergebnis einer Befragung von 6.879 Motorradfahrern ergibt sich eine besondere Auffälligkeit der Fahrer von Sportmaschinen. Diese geben an, besonders häufig in Ordnungswidrigkeitsdelikte verwickelt zu sein, wie z. B. zu hohe Geschwindigkeit oder gewagte Überholmanöver. Zugleich verstehen sie sich als sportliche Fahrer.

Die Rückkopplung zu den Ergebnissen der Straßenverkehrstechnik ergibt sich insbesondere für den Außerortsbereich.

Strecken mit hoher Kurvigkeit und erheblichen Längsneigungen stellen eine besondere Attraktivität dar für Motorradfahrer mit hoher Risikobereitschaft und Nutzung von Maschinen mit entsprechend hohem Beschleunigungsvermögen. Derartige Streckenabschnitte besitzen häufig eine hohe Unfalldichte.

Außerorts passieren zudem die Hälfte aller Unfälle mit Beteiligung von MESFz in Kurven und ein Drittel aller Unfälle auf Steigungs- oder Gefällstrecken.

Als wesentliches Ergebnis für die untersuchten Zielgruppen ist festzuhalten, dass auf Landstraßen vor allem die risikoorientierten Sportfahrer im Freizeitbereich häufig bei Unfällen beteiligt sind.

Dagegen weist die Altersgruppe, welche die Gruppe der Wiedereinsteiger beinhaltet, wenig Auffälligkeiten auf.

Jugendliche Fahrer unter 18 Jahren machen innerorts über ein Viertel aller beteiligten Fahrer von MESFz aus.

Zum Trageverhalten und zur Wirkungsweise von Motorradschutzhelmen im Unfallgeschehen sowie zur Persönlichen Schutzausrüstung der Fahrer wurden keine Mitteilungen gemacht.

WHYTE et al. teilen in ihrer Veröffentlichung „Head Injury and effective Motorcycle Helmets“ auf der 23. ESV Konferenz 2013 mit:

„Die Benutzung eines nach einem anerkannten Prüfstandard geprüften Motorradschutzhelmes ist ein wesentlicher Schritt, schwere und tödliche Verletzungen bei Motorradfahrern weltweit zu vermindern. Es hat sich gezeigt, dass Helme bei Motorradunfällen in mindestens 50 % tödliche Kopfverletzungen vermeiden konnten. Die meisten Prüfnormen von Motorradhelmen blieben in den letzten 40 Jahren im Wesentlichen unverändert, obwohl im gleichen Zeitraum die Erkenntnisse bezüglich der Verursachung von Gehirnverletzungen stark zugenommen haben.

Derzeit sind internationale Standards für Motorradschutzhelme überwiegend aufgebaut auf der Minderung translatorischer Beschleunigungseinwirkungen auf den behelmten Kopf.

Bei der Rekonstruktion von Motorradunfällen ließen die Helmbeschädigungen in der COST-Studie 327

erkennen, dass die Verletzungsschwere von AIS 2+ bei Anprallen des behelmten Kopfes häufiger durch indirekte Einwirkung (Schleuderbewegung des Kopfes) erzeugt wurde als durch einen direkten Kopfanprall.“

GENARELLI beobachtete, dass auch die Insassen von verunfallten Fahrzeugen bei Behandlungen auf der Notfallstation eine solche Veränderung von Gehirnverletzungen aufwiesen.

Diese Änderung der Ausprägung von Kopfverletzungen hängt zusammen mit der Verbesserung der passiven Fahrzeugsicherheit, insbesondere durch den Einsatz von Airbags.

Die Verbesserung des Verletzungsschutzes führte bei Verkehrsunfällen mit Kopfanprallen von Insassen gegen den Airbag zu einer Verminderung der direkt durch den Anprall verursachten Verletzungen bei gleichzeitigem Anstieg indirekt (durch Schleuderbewegung) verursachter Gehirnverletzungen.

KING et al. zeigten bezüglich Sportverletzungen, dass typgeprüfte Fußball- und Fahrradhelme eine translatorische Beschleunigung des Kopfes verminderten nicht aber zwangsläufig auch eine hierbei ggf. auftretende Rotationsbeschleunigung des Kopfes der Helmträger.

Diese neuen Fortschritte des Wissens um die Erzeugung und die Wirkung traumatischer Gehirnverletzungen müssen jetzt bei der Weiterentwicklung von Prüfnormen einfließen.

Die Art der Unfallabläufe und der von Helmträgern erlittenen Verletzungen wurden in zahlreichen Studien und Untersuchungen von Motorradunfällen mitgeteilt. Unfalldaten die Kopfverletzungen von Helmträgern bei Motorradunfällen umfassen, lassen erkennen, wie die Schutzwirkung derzeitiger Motorradhelme und auch die entsprechenden Prüfnormen zur Verminderung von Gehirnverletzungen zu optimieren sind. Die vorliegende Studie verdeutlicht einige Verbesserungsbereiche der Wirkungsweise von Motorradschutzhelmen.

PENG befasst sich in zwei Studien (2012 und 2014) mit der Umsetzung von 53 Fußgängerunfällen (15 Fälle aus dem Datenumfang der In-Depth Investigation of Vehicle Accidents in Changsha, China (IVAC) und 28 Fälle aus dem GIDAS-Datenumfang) in FE-Modellsimulationen und ermittelt bei Einsatz eines Dummy H-III-Kopfes Verletzungsgrenzen (Translationsbeschleunigung, HIC, SFC, Rotations-

beschleunigungen und HIP) beim Kopfanprall gegen die Frontscheibe. Peng vertritt die Meinung, dass die Kenntnis dieser Ergebnisse eine Vorstufe sein könnte zur Verbesserung der Fußgängersicherheit.

ZELLMER, H. (1993) setzt sich in seiner Veröffentlichung „Investigation of the Performance of Motorcycle Helmets under Impact Conditions“ kritisch auseinander mit der Durchführung von Typprüfversuchen gemäß UN-R 22 und den Zusammenhängen von Versuchseinwirkungen (Aufprallgeschwindigkeit, Ambossform, Relativlage/Prüfpunkt am Helm, Helmbeschaffenheit), Versuchsfolgen sowie der Interpretation von Messergebnissen und Prüfkriterien.

Zu den durchgeführten Versuchen teilt ZELLMER unter anderem mit:

- Bei der Durchführung von Typ-Prüfversuchen gemäß der UN-R 22 können Rotationsbeschleunigungen bis nahezu 5 krad/s^2 auftreten.
- Die Zeitdauer der (Translations-)Beschleunigung lag bei allen Versuchen unterhalb 10 ms.
- Das Zeitfenster zur Berechnung von HIC-Werten > 1.000 lag bei $3,4 \text{ ms} < (t_2 - t_1) < 5,6 \text{ ms}$.
- Der Rebound (Rückprallbeschleunigung) beeinflusst den HIC-Wert, nicht aber den gemessenen Maximalwert der Translationsbeschleunigung.

Im ausführlichen Beitrag von PRATELLESI et al. (2011) „On the Effect of testing Uncertainties in the Homologation Tests of Motorcycle Helmets according to ECE 22/05“ wird auf Unsicherheiten bei der Durchführung der Typprüfungen gemäß der UN-R 22/05 eingegangen. Im Zusammenhang mit der Studie wurden FE-Simulationen unter Berücksichtigung fuzzi bewerteter Versuchsparameter eingesetzt, wodurch in einzelnen Bereichen der Regelung Unsicherheiten bei der Anwendung verdeutlicht werden konnten.

In diesem Beitrag wird ein umfassender Überblick zum Inhalt der Regelung gegeben, die wichtigsten Prüfparameter erörtert und Verbesserungsvorschläge formuliert.

Kontakte

Bei der Bearbeitung des vorliegenden Projektes bestanden u. a. zu den nachfolgend aufgeführte fachorientierten Institutionen, Instituten und Forschungs-

gruppen (Fahrausbildung, Unfallforschung, Traumatomechanik, Schutzhelme, Helmprüfung) Kontakte:

- Deutsche Fahrlehrerakademie, Korntal-Münchingen,
- Deutscher Verkehrssicherheitsrat, Bonn,
- Fachgebiet Fahrzeugtechnik (FZD) an der Technischen Universität Darmstadt,
- Gesamtverband der Deutschen Versicherungswirtschaft (GDV), Berlin,
- Institut für Zweiradsicherheit (ifz), Essen,
- Kraftfahrt-Bundesamt (KBA), Flensburg,
- Statistisches Bundesamt (DESTATIS), Wiesbaden,
- TÜV Rheinland, Köln.

Aus Gründen des thematischen Zusammenhanges wird eine Literatursichtung zum Verletzungspotenzial von Rotationsbeschleunigungen des Kopfes in Kapitel 6.2.1 wiedergegeben.

3 Das Unfallgeschehen motorisierter Einspurfahrzeuge

3.1 Einführung, analysierte Daten

Das Unfallgeschehen motorisierter Einspurfahrzeuge (MESFz) ist hinsichtlich aller dieses charakterisierender Merkmale äußerst unterschiedlich.

Charakterisierende Merkmale können u. a. sein: Unfallart und Unfalltyp; örtliche, zeitliche und fahrdynamische Rand- und Anfangsbedingungen.

Gleiches gilt für das Verhältnis von Unfall-Folgeschwere (Verletzungen nach Art, Ort und Schwere) zur Unfall-Einwirktschwere (physikalisch-technisch) unter Einschluss von Art, Qualität und Umfang ggf. benutzter Persönlicher Schutzausrüstung.

Hinzu kommt die Frage nach der Unfallursache und nach spezifischen, individuellen unfallbegünstigenden Faktoren wie Alkohol und Drogen, Selbstüberschätzung oder auch von Krankheitseinflüssen.

Dagegen sollen Fragen nach der Schuld vorliegend nicht diskutiert werden; es sei lediglich angemerkt, dass in der VUA als Hauptverursacher eine vorläufige Schuldzuweisung erfolgt, was durch die von

den Polizeikräften vorgenommene Belehrung zum Ausdruck kommt.

Statistikdaten des Unfallsaufkommens motorisierter Einspurfahrzeuge

DESTATIS-Daten

Die vorliegende Auswertung der Daten des Statistischen Bundesamtes, Wiesbaden (DESTATIS-Statistikdaten) zum Unfallgeschehen motorisierter Einspurfahrzeuge zeigt zunächst Übersichtsdaten zur Bevölkerungsentwicklung und Altersstruktur in Deutschland.

Eine vierteilige Basistabelle (unterteilt nach Verunglückte, Bezugszahlen und Kennzahlen) gibt einen zahlenmäßigen Überblick zum Unfallgeschehen der Jahre 1991 bis 2012 (siehe Anhang) und ist Grundlage der Analyse des Unfallgeschehens MESFz im Allgemeinen.

Tabellen, Abbildungen mit Verlaufsdarstellungen sowie wesentliche Zusammenhänge und Feststellungen zum Unfallgeschehen MESFz in Deutschland begründen sich auf diesen Daten.

GIDAS-Daten

Unter spezifischen Gesichtspunkten werden Auswertungen von GIDAS-Unfalldaten (German In-Depth Accident Study, Dresden und Hannover) vorgenommen, die sich auf Unfälle MESFz beziehen.

Zur Erhebung von GIDAS-Unfalldaten wird das Unfallsaufkommen in einem festgelegten Erhebungsgebiet mittels eines statistischen Auswahlplanes erfasst.

Die Auswertung erfolgt auf der Grundlage der Basisdaten und weiterer ausgewählter Datenumfänge:

- Basisdaten zur Gesamtzahl der 3.611 untersuchten Fälle,
- Fokus auf 199 ausgewählte Fälle mit vertiefter Betrachtung der Verletzungen,
- Fokus auf 97 ausgewählte Fälle mit vertiefter Betrachtung der Helmfunktion und zur Auswahl geeigneter Fälle für die Simulation mittels eines FE-Kopfmodells mit aufgesetztem Helm.

Ob das untersuchte Unfallsaufkommen in den Erhebungsgebieten Dresden und Hannover für das bundesweite Unfallgeschehen als repräsentativ anzunehmen ist, wird an Beispielen exemplarisch geprüft.

Zum vergleichbaren Unfallgeschehen MESFz in Frankreich wird ein Überblick gegeben.

3.2 DESTATIS-Daten

Die Datenerfassung des Statistischen Bundesamtes zum Unfallgeschehen begründet sich auf Eintragungen in die Verkehrsunfallanzeige (VUA) der sachbearbeitenden Polizeidienststellen.

Alleinunfälle (mit Verletzten) ohne polizeiliche Unfallaufnahme werden nicht erfasst und als sehr selten angenommen ($n < 1 \%$).

Suizide oder als Suizidversuch erkannte Ereignisse werden nicht als Unfall erfasst, jedoch in der Regel dokumentiert und entsprechend kommentiert.

Die Daten zum Unfallgeschehen MESFz enthalten auch Unfalldaten von Trikes und Quads. Auch hier handelt es sich um einen zahlenmäßig sehr geringen Anteil.

3.2.1 Bevölkerungsentwicklung und Altersstruktur

Bild 1 verdeutlicht, dass etwa ab dem Jahr 1970 die Altersgruppe der unter 20-Jährigen von einem Bevölkerungsanteil von 30,0 % sich bis 2020 ständig auf 17 % verringert, in den Folgejahren nur in geringerem Umfang.

Demgegenüber vergrößert sich im gleichen Zeitraum die Altersgruppe der über 59-Jährigen von 20,0 % auf 30,5 % bei weiterer deutlicher Zunahme in den Folgejahren. Der Anteil der Altersgruppe der 20- bis 59-Jährigen stieg zunächst von 50,0 % (1970) über ein Maximum von 57,9 % (1990), erreicht 2020 einen Wert von 52,4 % und sinkt in den Folgejahren auf einen Wert von ca. 45 %.

Bei der in Bild 2 wiedergegebenen Altersstruktur in Deutschland für das Jahr 2010 liegen die altersmäßigen Bevölkerungsschwerpunkte um die 70 Jahre, sowie bei 45-50 und 22-32 Jahren; unter dem Lebensalter von 15 Jahren ist eine stetige Abnahme erkennbar.

Im Vergleich zur Altersstruktur des Jahres 2010 wird aus Bild 3 (Prognose für das Jahr 2030) ersichtlich, dass bis zum Jahr 2030 die altersmäßigen Bevölkerungsschwerpunkte um die 65 Jahre liegen, sowie bei 40-45 Jahren; zwischen 30 und 18 Jahren zeigt sich in diesem Zeitraum eine stetige Abnahme.

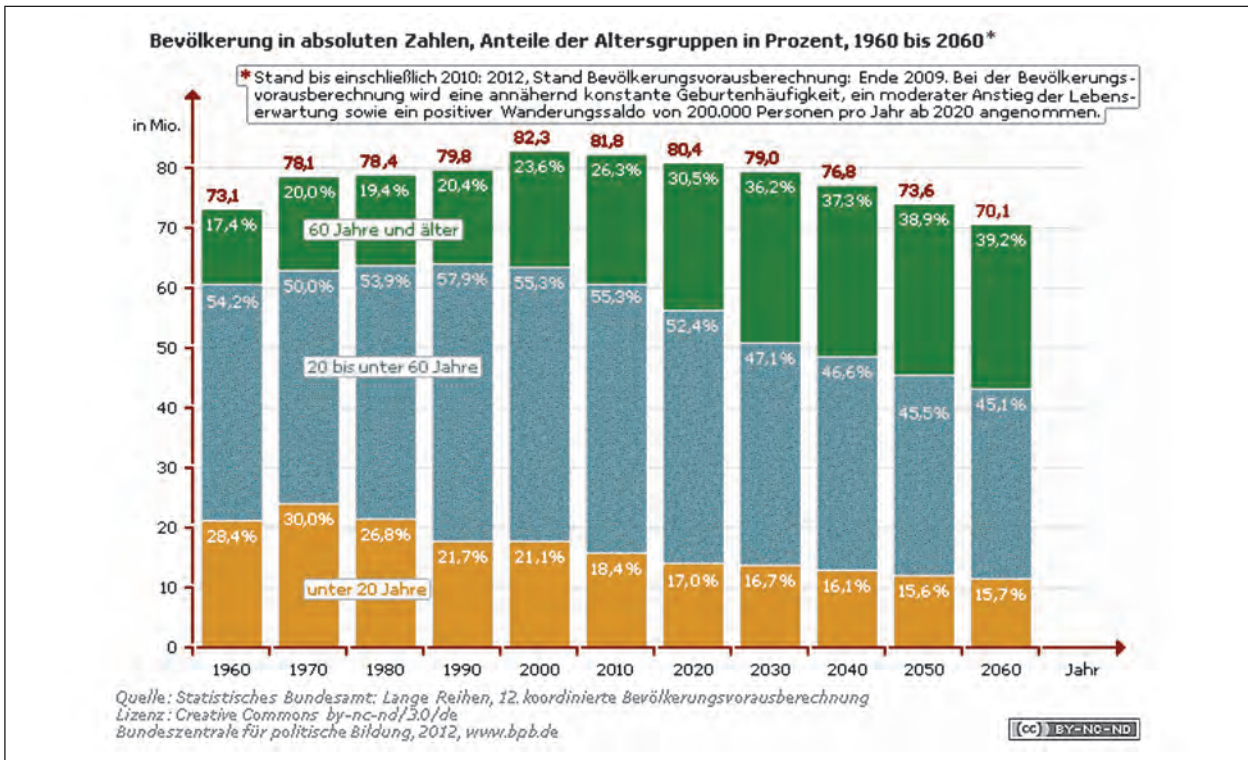


Bild 1: Bevölkerungsentwicklung und Altersstruktur in Deutschland

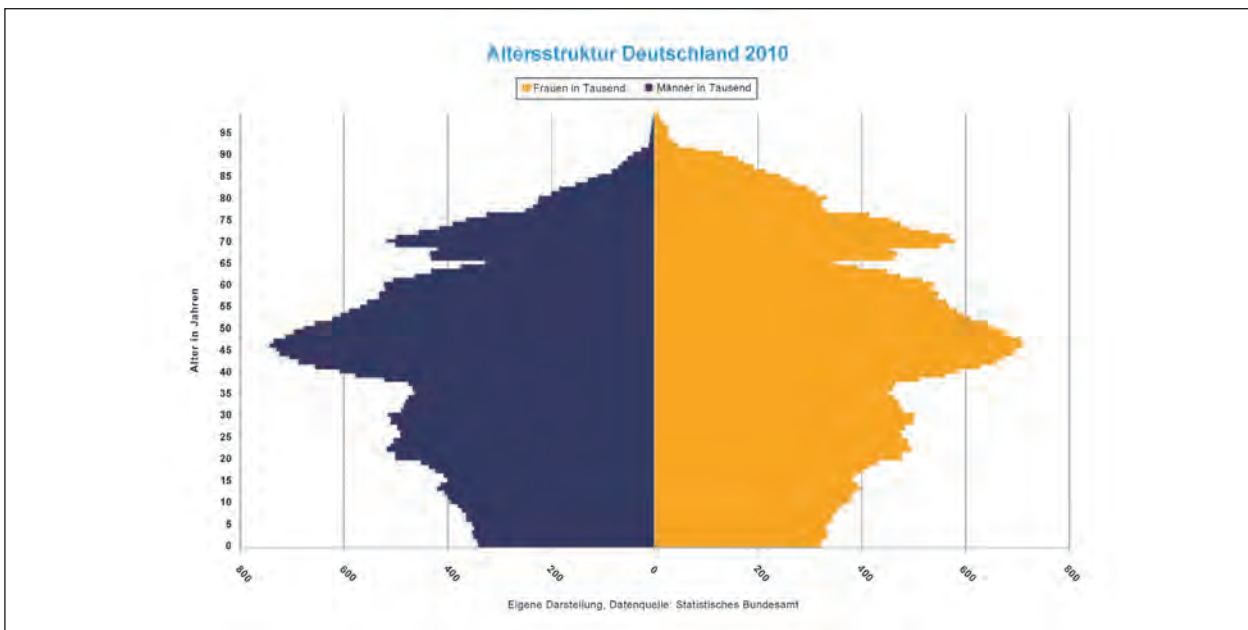


Bild 2: Altersstruktur in Deutschland, Bezugsjahr 2010

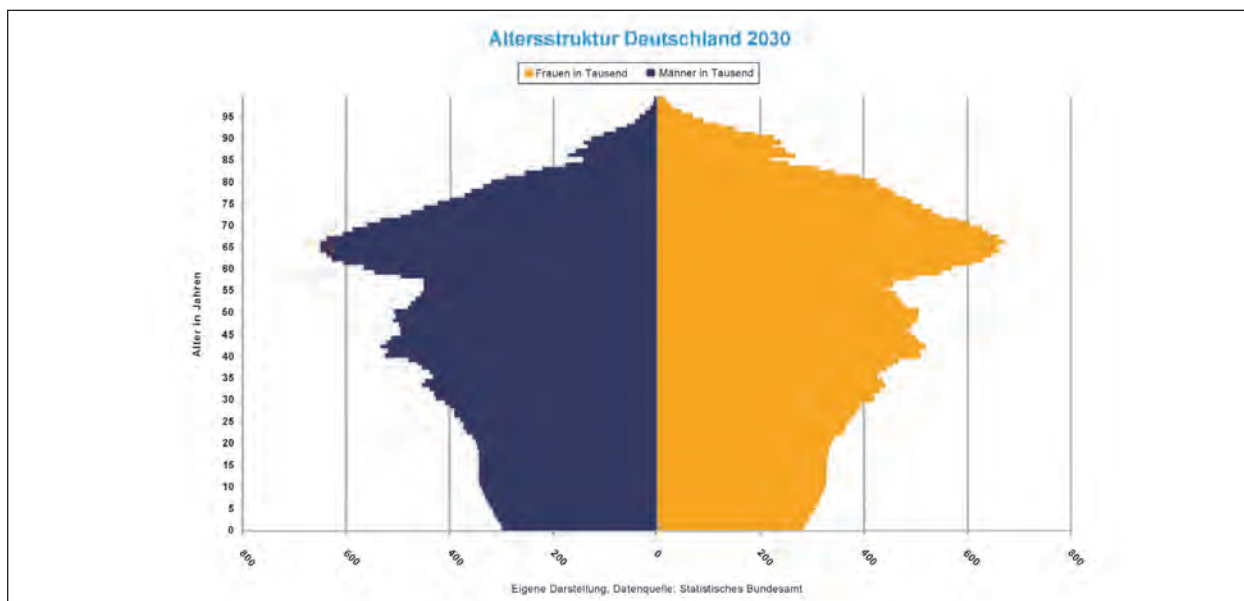


Bild 3: Altersstruktur in Deutschland, Bezugsjahr 2030

3.2.2 Unfallgeschehen und Verletzungsschwere von Aufsassen MESFz

Zur Grundlage der Analyse und Darstellung des Unfallgeschehens im Allgemeinen und der eingetretenen Verletzungsschwere beider betrachteter Fahrzeuggruppen (Motorräder sowie Mofas und Mopeds) sowie der Referenzgruppe aller anderen Verkehrsteilnehmer im Zeitraum 1991 bis 2012 wurden die Zahlen der Basistabellen (2013 Verkehrsunfälle, Zeitreihen 2012) des Statistisches Bundesamtes, Wiesbaden gemacht (s. Anhang) sowie die zugehörigen Bezugszahlen (Altersgruppen, Kfz-Bestand) und Kennzahlen (getötete Kfz-Benutzer je Kraftfahrzeugbestand und Altersgruppen).

Bild 4 zeigt die Anzahl und das Verhältnis von verunglückten Aufsassen MESFz zu allen anderen

verunglückten Verkehrsteilnehmern im Zeitraum 1991 bis 2012.

Betrachtet man nur den Zeitraum der Jahre 2001 bis 2012 so lag die Verminderung der Anzahl aller Verunglückten bei allen übrigen Gruppen der anderen Verkehrsteilnehmer (außer Aufsassen MESFz) bei 22,9 %, der entsprechende Wert betrug bei den Aufsassen mot. Einspurfahrzeuge (MESFz) 21,3 %.

Die Bilder 5-7 zeigen die Anzahl und das Verhältnis von leicht verletzten, schwer verletzten und getöteten Aufsassen MESFz im Verhältnis zu allen anderen leicht verletzten, schwer verletzten und getöteten Verkehrsteilnehmern im Zeitraum 1991 bis 2012.

Aktuelle Zahlen schwer verletzter und getöteter Aufsassen bei Unfällen von MESFz:

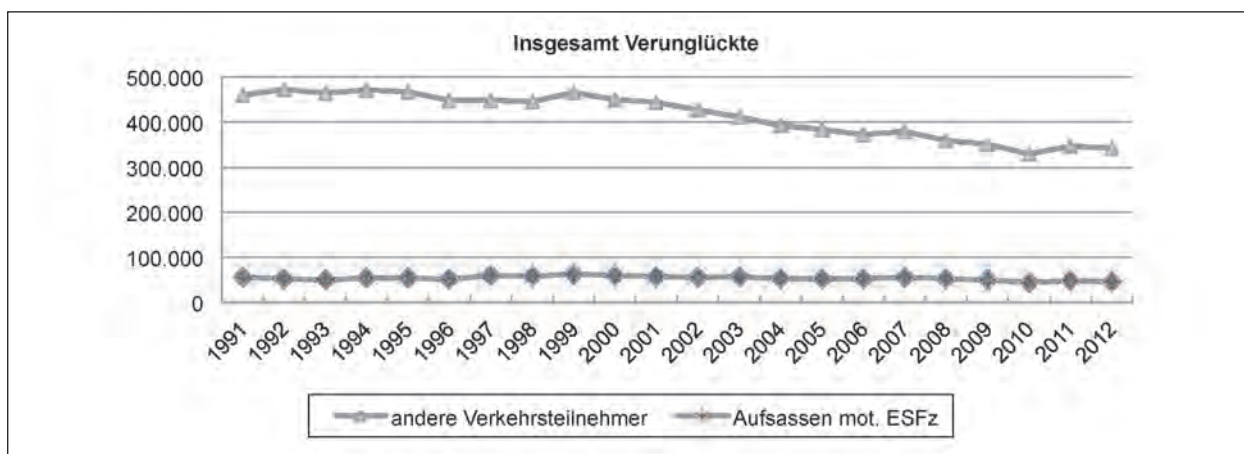


Bild 4: Anzahl und Aufteilung der insgesamt verunglückten Verkehrsteilnehmer

2012: Mofa/Moped: 3.366, Motorrad: 9.158; MESFz, gesamt: 12.524 schwer Verletzte,

2013: Mofa/Moped: 73, Motorrad: 568; MESFz, gesamt: 641 getötete Aufsassen.

2012: Mofa/Moped: 93, Motorrad: 586; MESFz, gesamt: 679 getötete Aufsassen,

Zusammenfassend kann als wesentliches Ergebnis der Auswertung des Zahlenmaterials des Statistisches Bundesamtes und der hieraus abgeleiteten vorstehenden Verlaufsdarstellungen für den Zeitraum 2001 bis 2012 festgehalten werden:

2013: Mofa/Moped: 3.060, Motorrad: 8.974; MESFz, gesamt: 12.034 schwer Verletzte,

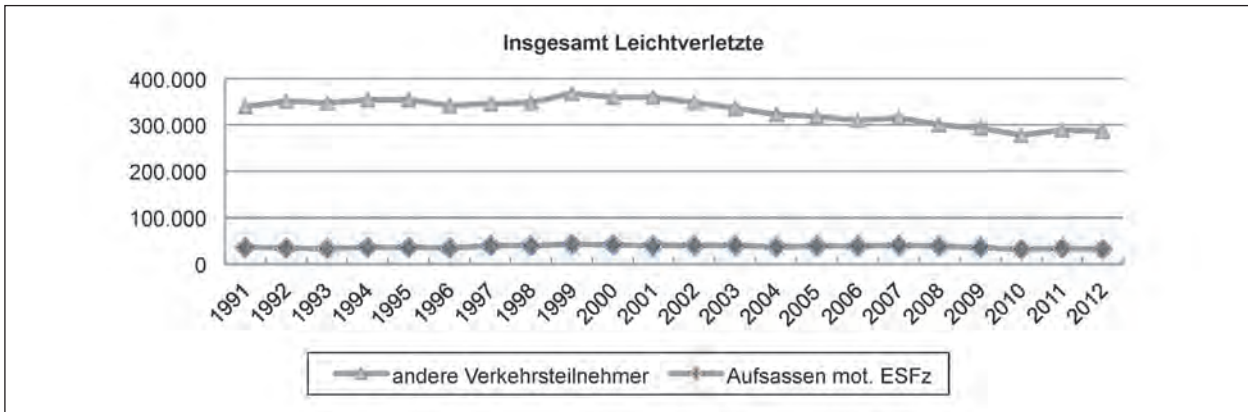


Bild 5: Anzahl und Aufteilung der leicht verletzten Verkehrsteilnehmer

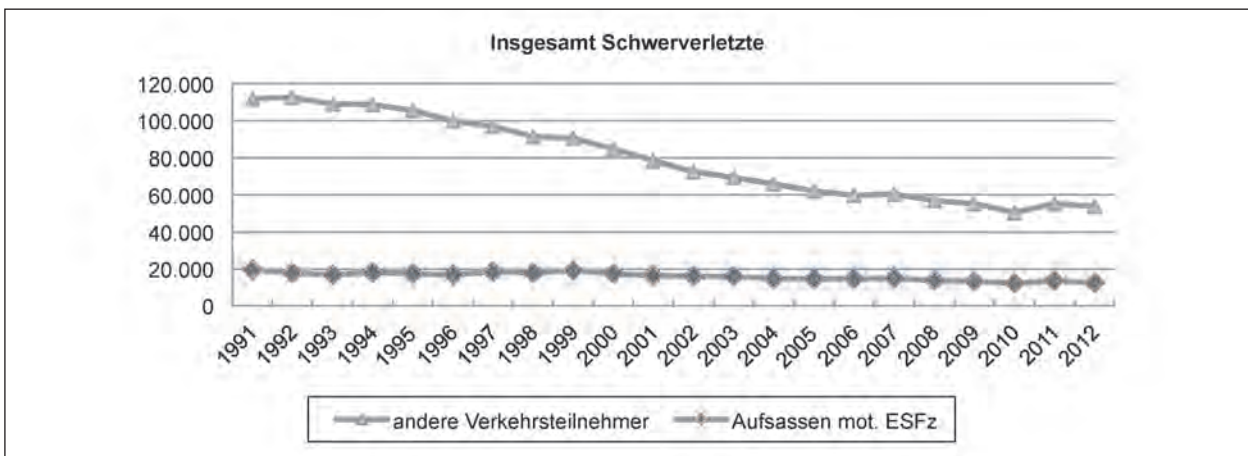


Bild 6: Anzahl und Aufteilung der schwer verletzten Verkehrsteilnehmer

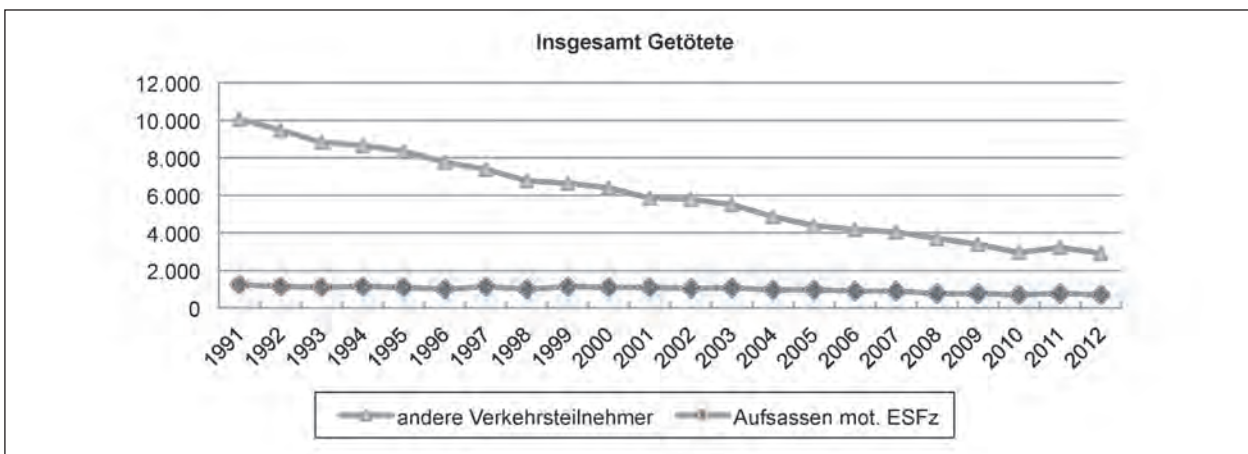


Bild 7: Anzahl und Aufteilung der getöteten Verkehrsteilnehmer

Zum zeitlichen Verlauf des Unfallgeschehens (2001 bis 2012):

a) Bei allen übrigen Gruppen der anderen Verkehrsteilnehmer (außer Aufsassen MESFz) betrug die

- Verminderung der Anzahl aller Verunglückten: 22,9 %,
- Verminderung der Anzahl der leicht Verletzten: 20,5 %,
- Verminderung der Anzahl der schwer Verletzten 31,6 %,
- Verminderung der Anzahl der Getöteten: 50,3 %.

b) Bei den Aufsassen motorisierter Einspurfahrzeuge (MESFz) betrug die

- Verminderung der Anzahl aller verunglückten Aufsassen: 21,3 %,
- Verminderung der Anzahl der leicht Verletzten: 19,7 %,
- Verminderung der Anzahl der schwer Verletzten: 23,9 %,
- Verminderung der Anzahl der Getöteten: 38,4 %.

Zur Entwicklung des Anteils der Verletzungsschweregrade 2001 bis 2012

a) Bei allen übrigen Gruppen der anderen Verkehrsteilnehmer (außer Aufsassen MESFz) änderte sich die

- Anzahl aller Verunglückten: von 444.218 (100 %) in 2001 auf 342.687 100 %) in 2012,

- Anteil der leicht Verletzten: von 80,9 % auf 83,5 %,

- Anteil der schwer Verletzten: von 17,7 % auf 15,7 %,

- Anteil der Getöteten: von 1,32 % auf 0,85 %.

b) Aufsassen MESFz

- Anzahl aller verunglückten Aufsassen: von 57.534 (100 %) in 2001 auf 45.291 (100 %) in 2012,

- Anteil der leicht Verletzten: von 69,5 % auf 70,8 %,

- Anteil der schwer Verletzten: von 28,6 % auf 27,7 %,

- Anteil der Getöteten: von 1,92 % auf 1,49 %.

Für den Zeitraum 2001 bis 2012 steht demnach bei den übrigen Gruppen anderer Verkehrsteilnehmer eine Abnahme der schwer Verletzten von 31,6 % und der Getöteten von 50,3 % einer erheblich geringeren Abnahme der schwer Verletzten von 23,9 % und der Getöteten von 38,4 % bei den Aufsassen MESFz gegenüber.

3.2.3 Getötete Aufsassen MESFz nach Fahrzeuggruppen

Bild 8 zeigt die Anzahl und das Verhältnis der Fahrzeuggruppen (Motorräder zu Mofas und Mopeds) bei Unfällen MESFz mit tödlichem Ausgang im Zeitraum 1991 bis 2012.

Aufsassen von Motorrädern verunglücken in Deutschland 6 bis 10 mal (in Frankreich 2 bis 3 mal) so häufig tödlich wie Aufsassen von Mofas und Mopeds.

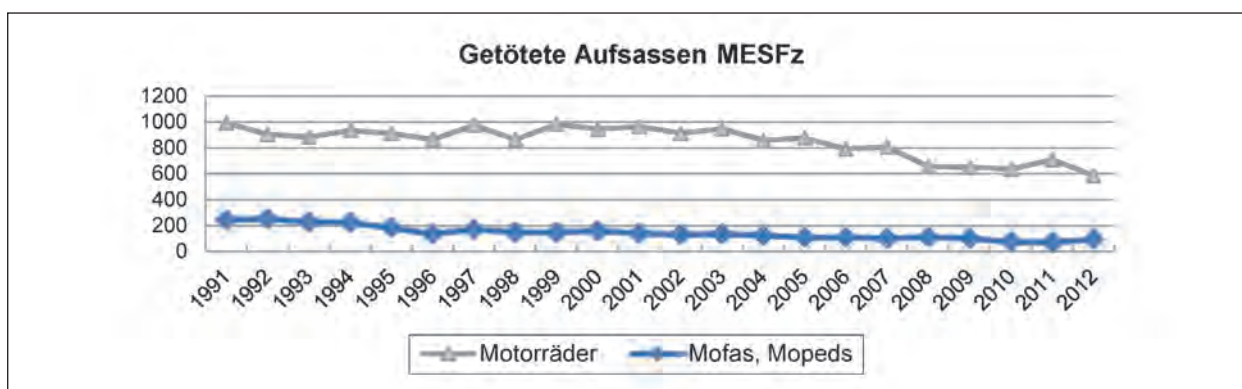


Bild 8: Getötete Aufsassen MESFz nach Fahrzeuggruppen

3.2.4 Unfälle und Verletzungsschwere von Aufsassen MESFz nach Ortslage

Tabelle 1 zeigt die Unfälle und Verletzungsschwere verunglückter Aufsassen MESFz innerorts und außerorts (einschl. Autobahnen) im Überblick 2001 – 2010 (n = 535.457).

Bild 9 zeigt die Anzahl und das Verhältnis von innerhalb und außerhalb geschlossener Ortschaften (einschließlich Bundesautobahnen) verunglückten Aufsassen MESFz im Zeitraum 2001 bis 2012 (n = 535.457).

Innerhalb geschlossener Ortschaften verunglückten zwei- bis viermal so viele Aufsassen MESFz wie außerhalb geschlossener Ortschaften (Bundesautobahnen eingeschlossen).

DESTATIS-Daten zu Schutzhelmen im Unfallgeschehen MESFz:

Angaben sowie entsprechende Zahlen zur Nutzung und Art von Schutzhelmen bei Unfällen MESFz sind

in den Daten des Statistischen Bundesamtes nicht verfügbar.

3.3 GIDAS-Daten – Auswertungen

3.3.1 Zielsetzung und methodisches Vorgehen bei der GIDAS-Datenauswertung

Wesentliche Zielsetzung der Auswertung der GIDAS-Daten zu Unfällen MESFz waren Erkenntnisse zum Verletzungsgeschehen sowie zur Nutzung und Funktion von Motorradshutzhelmen.

Fragestellungen waren im Einzelnen:

1. Allgemeine Aussagen zum Unfallgeschehen (Gesamtfallzahl, Basisdaten, n = 3.611),
2. Erkenntnisse zu Häufigkeit und Schwere (MAIS und AIS-Werte) von Verletzungen in unterschiedlichen Körperregionen zur Erkennbarkeit von Schutzmaßnahmen (Fallauswahl 1, n = 199),

Jahr	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012
Gesamt	57.534	56.281	57.623	53.192	53.567	53.611	56.300	52.849	50.284	44.216	49.359	45.291
Innerorts	38.911	37.742	38.405	36.107	36.586	37.262	39.350	37.561	35.021	30.615	33.851	30.996
Leichtverletzte	29.792	29.012	29.812	27.967	28.587	28.997	31.035	29.676	27.623	23.812	26.375	24.128
Schwerverletzte	8.875	8.478	8.347	7.898	7.746	8.009	8.114	7.673	7.208	6.633	7.298	6.687
Getötete	244	252	246	242	253	256	201	212	190	170	178	181
Außerorts	18.623	18.539	19.218	17.085	16.981	16.349	16.950	15.288	15.263	13.601	15.508	14.295
Leichtverletzte	10.174	10.290	10.746	9.460	9.350	9.119	9.478	8.714	8.515	7.619	8.621	7.960
Schwerverletzte	7.591	7.457	7.638	6.887	6.902	6.586	6.766	6.020	6.189	5.443	6.287	5.837
Getötete	858	792	834	738	729	644	706	554	559	539	600	498

Tab. 1: Unfälle und Verletzungsschwere von Aufsassen MESFz nach Ortslage

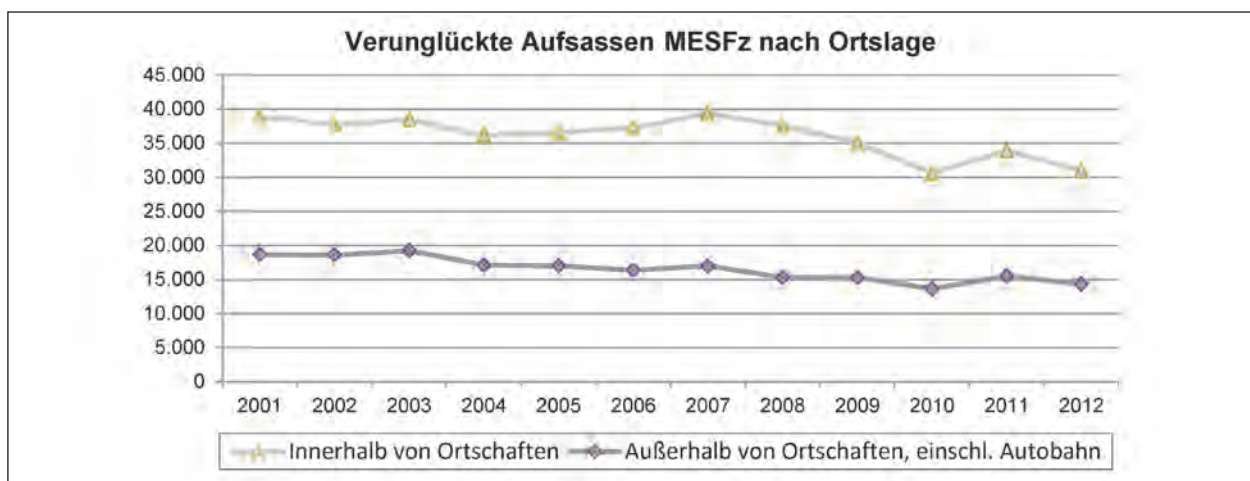


Bild 9: Verunglückte Aufsassen MESFz nach Ortslage

3. Vertiefte Betrachtung bezüglich Art, Nutzung und Funktion von Motorradschutzhelmen; Identifizierung von geeigneten Fällen für die Simulationsvalidierung. (Fallauswahl 2, n = 97).

Die Bearbeitung der GIDAS-Daten erfolgte dementsprechend auf der Grundlage der Basisdaten und weiterer ausgewählter Datenumfänge (Fallauswahl 1 und Fallauswahl 2) in drei Auswertungsstufen:

Auswertungsumfang 1: (n = 3.611)

Gesamtfallzahl der GIDAS-Daten zu Unfallereignissen von Aufsassen motorisierter Einspurfahrzeuge (MESFz) mit MAIS-Wert ≥ 1 . Erfassungszeitraum 1999 bis 2011.

Auswertungsumfang 2: (n = 199)

Fallauswahl 1: erfasst wurden alle Aufsassen MESFz und deren Persönliche Schutzausrüstung sowie die AIS-Werte der Körper-Regionen mit der Einschränkung einer Verletzungsschwere von MAIS ≥ 3 . Erfassungszeitraum 2006 bis 2011.

Auswertungsumfang 3: (n = 97)

Fallauswahl 2: erfasst wurden alle Aufsassen mit MAIS ≥ 3 und zusätzlich Kopfverletzungen mit AIS_{KOPF} ≥ 1 sowie die verfügbaren Helmdaten. Erfassungszeitraum 2006 bis 2011.

3.3.2 Verunglückte Aufsassen MESFz, Verletzungsschwere

Tabelle 2 gibt die Anzahl der im Zeitraum 1999 – 2011 verunglückten Aufsassen MESFz und die Anzahl der davon leicht, schwer und tödlich Verletzten wieder (n = 3.611).

In den Bildern 10-12 sind die zeitlichen Verläufe der insgesamt verunglückten und der davon leicht verletzten, schwer verletzten und getöteten Aufsassen entsprechend den Zahlen der Tabelle 2 wiedergegeben.

Die Anzahl der verunglückten Aufsassen verlief im Zeitraum 2000 – 2004 bei mittleren Jahreswerten von 281 und stieg in den Folgejahren bis 2009 auf mittlere Jahreswerte von 313, um dann bis 2011 auf einen Jahreswert von 179 stark abzunehmen.

Die Anzahl der leicht verletzten Aufsassen verlief bei gleicher Zeitrumbetrachtung qualitativ in etwa parallel zur Anzahl der Verunglückten bis auf einen Wert von 217 (2009) und nahm dann ebenfalls stark ab auf 130 (2011). Die Anzahl der schwer verletzten Aufsassen lag bis zum Jahr 2008 bei Werten von bis zu 110 (2004) und nahm ab 2009 kontinuierlich ab auf einen Wert von 48.

Die Anzahl der tödlich verletzten Aufsassen zeigt im Zeitraum 2000 bis 2010 nach anfänglichem An-

Jahr	1999	2000	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011	(2012)
Insgesamt Verunglückte	165	293	282	251	298	282	320	309	305	315	317	235	179	60
Leichtverletzte	110	182	162	147	185	166	210	197	214	205	217	160	130	44
Schwerverletzte	46	103	109	91	101	110	105	104	86	105	95	72	48	16
Getötete	9	8	11	13	12	6	5	7	5	5	5	3		
keine Angabe								1					1	

Anmerkung: Der Datensatz der im Jahr 2012 erhobenen Unfälle war bei der Übermittlung der Daten noch nicht vollständig.

Tab. 2: Verunglückte Aufsassen MESFz nach Gruppen der Verletzungsschwere

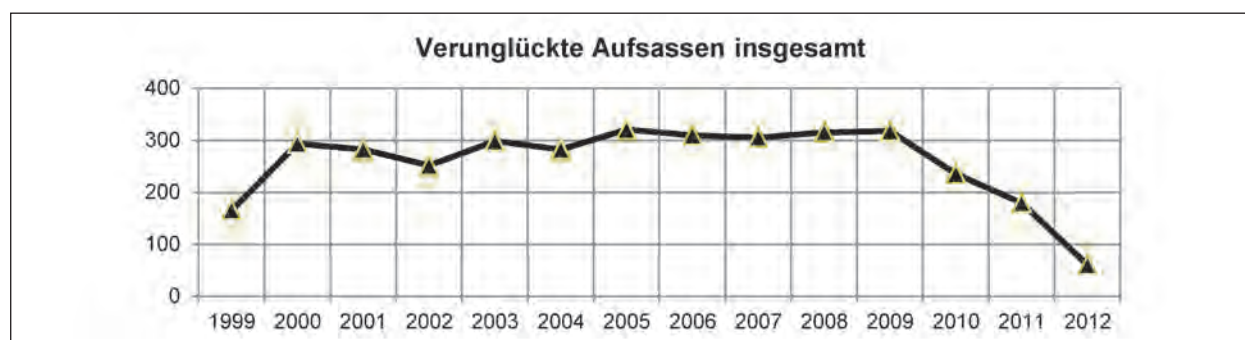


Bild 10: Verunglückte Aufsassen MESFz

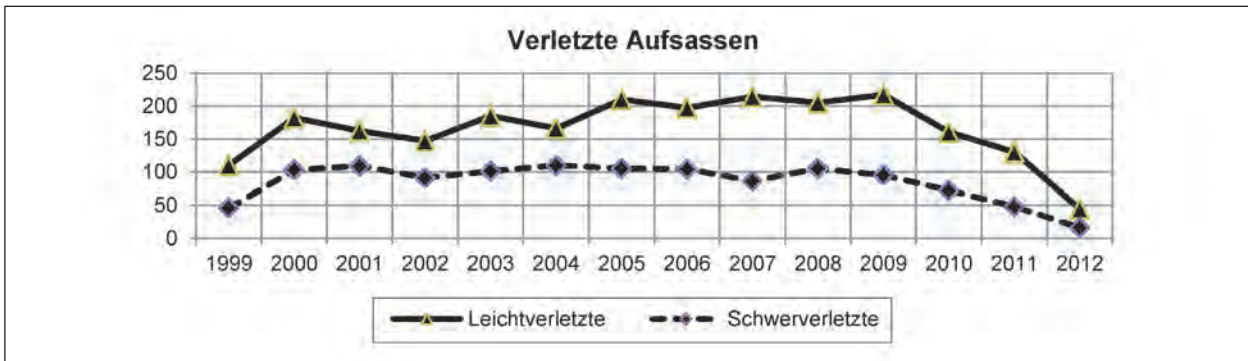


Bild 11: Leicht- u. schwer verletzte Aufsassen MESFz

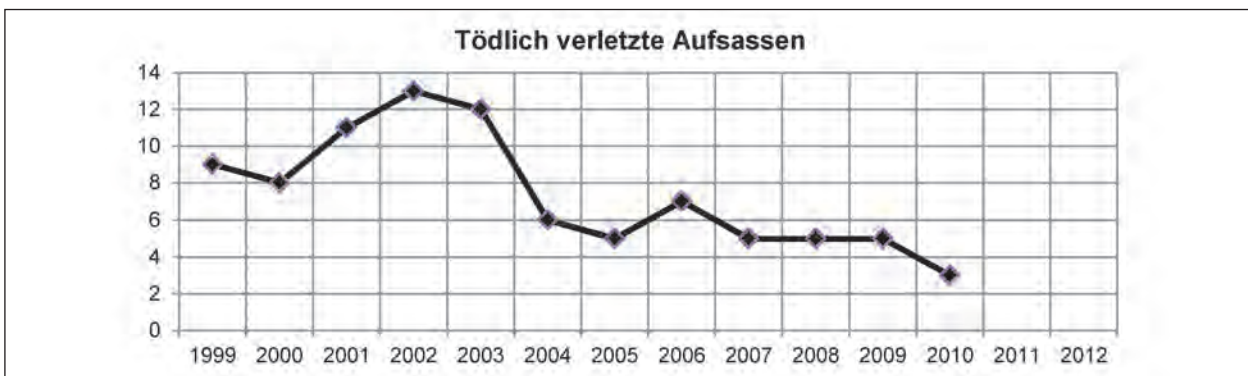


Bild 12: Tödlich verletzte Aufsassen MESFz

stieg bei diskontinuierlichem Verlauf eine deutliche Abnahme; auf eine weiterreichende quantifizierende Interpretation des Verlaufes wird verzichtet (wg. statistischer Absicherung, Erhebungsmodalitäten, Auswahlartefakten).

3.3.3 Unfälle MESFz und Verletzungsschwere nach Ortslage

Die Tabelle 3 und das Bild 13 stellen die Unfälle und Verletzungsschwere verunglückter Aufsassen

MESFz innerhalb und außerhalb geschlossener Ortschaften (einschließlich Autobahn) zwischen 2001 – 2010 (n = 2.914) dar.

Nach den vorliegenden Zahlen der GIDAS-Daten verunglückten in den Jahren 2001 – 2010 (n = 2.914) innerhalb geschlossener Ortschaften 3,7 bis 5,1 mal so viele Aufsassen MESFz wie außerhalb geschlossener Ortschaften (einschließlich Autobahn). Nach den DESTATIS-Daten liegt dieses Verhältnis bei Werten von 2 bis 3.

Jahr	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010
Innerhalb und außerhalb	282	251	298	282	320	309	305	315	317	235
Innerhalb	217	204	235	213	247	249	250	262	265	186
Leichtverletzte	142	131	161	136	177	172	182	185	198	139
Schwerverletzte	70	68	73	76	66	72	65	75	66	47
Getötete	5	5	1	1	4	5	3	2	1	0
keine Angabe										
Außerhalb	65	47	63	69	73	60	55	53	52	49
Leichtverletzte	20	16	24	30	33	25	32	20	19	21
Schwerverletzte	39	23	28	34	39	32	21	30	29	25
Getötete	6	8	11	5	1	2	2	3	4	3
keine Angabe						1				

Tab. 3: Unfälle und Verletzungsschwere von Aufsassen MESFz nach Ortslage

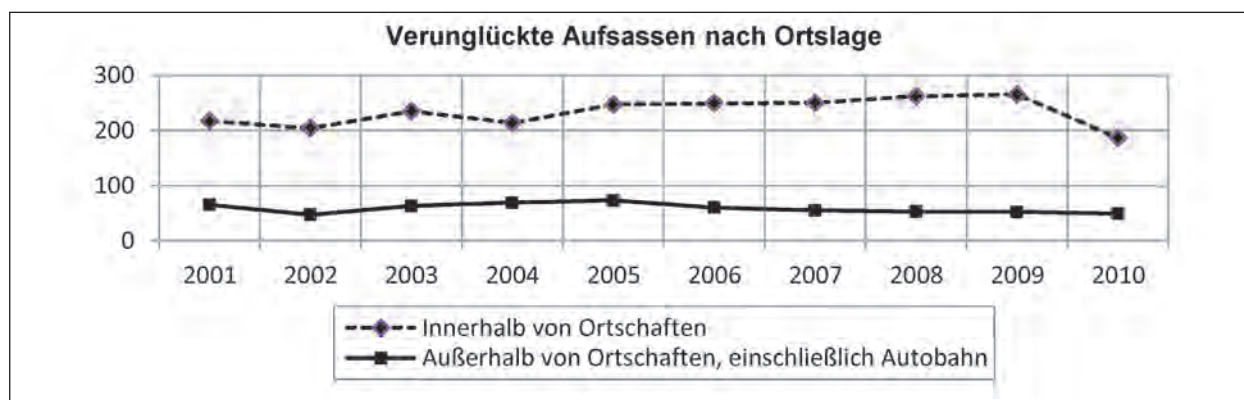


Bild 13: Verunglückte Aufsassen MESFz nach Ortslage

Dagegen ist die Zahl der getöteten Aufsassen bis auf die Jahre 2005 – 2007 außerhalb geschlossener Ortschaften größer, was (unter Berücksichtigung der kleinen Zahlen) als Hinweis auf ein hohes Verletzungsrisiko durch höhere Geschwindigkeiten gewertet werden könnte.

3.3.4 Schwere der Verletzungen in Körperbereichen

Auf der Grundlage der GIDAS-Daten (Fallauswahl $n = 199$) erfolgte eine Analyse der Verletzungsschwere in sieben Körperbereichen. Hierzu wurden in den Tabellen 4a-g die AIS-Werte der Körperbereiche Kopf, Halswirbelsäule, Thorax, Abdomen, Becken, Arme und Beine im Verhältnis zu den jeweils ermittelten MAIS-Werten 3-6 dargestellt und die wesentlichen Ergebnisse benannt.

Kopf

Bei etwa der Hälfte der 199 untersuchten Unfälle von MESFz kam es zu Kopfverletzungen, diese wurden überwiegend bei getragenen Schutzhelm verursacht. Bei 48 % (96/199) der Aufsassen blieb der Kopf unverletzt bei sonstigen schweren bis schwersten und auch tödlichen Verletzungen am Körper. Die führenden Verletzungen lagen in 18 % (36/199) am Kopf (Tabelle 4a).

Die Anzahl der Fälle, in denen ein getragener Helm Kopfverletzungen vermieden hat, konnte anhand der Daten nicht ermittelt werden.

Halswirbelsäule

Schwere bis lebensbedrohliche Verletzungen der HWS sind mit 3 % (5/199) relativ selten. Bei 81 % (162/199) der Aufsassen blieb die HWS unverletzt

MAIS	3	4	5	6	Σ
Gesamt	150	27	19	3	199
AIS-KO					
0	88	7	1		96
1	9	1			10
2	32	5	1		38
3	18	5	2	1	26
4		8	5		13
5			8		8
6				2	2
9/NA	1/2	-1	-2	-	1/5

Tab. 4a: Kopf – AIS-Werte versus MAIS (3-6) in 7 Körperbereichen

MAIS	3	4	5	6	Σ
AIS-HWS					
0	134	20	7	1	162
1	7	2	2		11
2	2	3	5	1	11
3	3	1	1	1	6
4		0			
5			2		2
6				0	
9/NA	2/2	-1	-2	-	2/5

Tab. 4b: Halswirbelsäule (HWS) – AIS-Werte versus MAIS (3-6) in 7 Körperbereichen

bei sonstigen schweren bis schwersten und auch tödlichen Verletzungen am Körper (Tabelle 4b).

Thorax

In 42 % (83/199) der Fälle blieb der Thorax unverletzt bei sonstigen schweren bis schwersten und auch tödlichen Verletzungen am Körper (Tabelle 4c).

MAIS	3	4	5	6	Σ
AIS-TH					
0	76	6	1		83
1	14	3	3		20
2	12	1	1		14
3	39	3	2		44
4	(6)	13	2		21
5			6		6
6			(2)	3	5
9/NA	1/2	-1	-2	-/-	1/5

Tab. 4c: Thorax (TH) – AIS-Werte versus MAIS (3-6) in 7 Körperbereichen

MAIS	3	4	5	6	Σ
AIS-BECK					
0	122	17	13	2	154
1	11	3			14
2	8	1	2		11
3	6	4	1		11
4		1	1	1	3
5					
6					
9/NA	1/2	-1	-/-	-2	1/5

Tab. 4e: Becken (BECK) – AIS-Werte versus MAIS (3-6) in 7 Körperbereichen

MAIS	3	4	5	6	Σ
AIS-ABD					
0	131	17	8	2	158
1	1	1	3		5
2	10	1	2		13
3	5	5	1		11
4		2	1		3
5			2	1	3
6				0	
9/NA	1/2	-1	-2	-/-	1/5

Tab. 4d: Abdomen (ABD) – AIS-Werte versus MAIS (3-6) in 7 Körperbereichen

MAIS	3	4	5	6	Σ
AIS-ARM	141	26	15	3	193
0	82	10	6	1	99
1	28	6	3		37
2	29	9	6	1	45
3	8	1	2	1	12
4					
5					
6					
9/NA	1/2	-1	-2	-/-	1/5

Tab. 4f: Obere Extremitäten, Arme (ARM) – AIS-Werte versus MAIS (3-6) in 7 Körperbereichen

Abdomen

In 79 % (158/199) der Fälle blieb das Abdomen unverletzt bei sonstigen schweren bis schwersten und auch tödlichen Verletzungen am Körper (Tabelle 4d).

Becken

In 76 % (154/199) der Fälle blieb das Becken unverletzt bei sonstigen schweren bis schwersten und auch tödlichen Verletzungen am Körper (Tabelle 4e).

Extremitäten Arme/Beine

Bezüglich der Extremitäten zeigte sich, dass bei der untersuchten Fallauswahl (n = 199) schwere Verletzungen (AIS = 3) der Beine achtmal so häufig zu verzeichnen waren wie schwere Verletzungen der Arme (Tabellen 4f und 4fg).

MAIS	3	4	5	6	Σ
AIS-BEIN					
0	32	7	6	2	47
1	20	4	2		26
2	10	9	2		21
3	85	5	7	1	98
4		1			1
5					
6					
9/NA	1/2	-1	-2	-/-	1/5

Tab. 4g: Untere Extremitäten, Beine (BEIN) – AIS-Werte versus MAIS (3-6) in 7 Körperbereichen

3.3.5 Rangfolge der Verletzungshäufigkeit in Körperbereichen

Als Rangfolge der Verletzungshäufigkeit bezüglich aller ermittelten AIS-Werte in den o. g. Körperbereichen wurden die folgenden Häufigkeiten ermittelt:

- Beine 73 %,
- Thorax 55 %,
- Kopf 49 %,
- Arme 47 %,
- Becken 20 %,
- Halswirbelsäule 19 % und
- Abdomen 18 %.

Anmerkung: Mehrfachverletzungen sind möglich.

3.3.6 Zeitdauer der medizinischen Erstversorgung

Wiedergegeben ist die Zeitdauer der Erstversorgung (Tabelle 5), d. h. die Dauer in Zeitgruppen zwischen Unfallzeit und Meldung des 1. Rettungswagens (Quelle: GIDAS-Daten, n = 900/3.611).

Anmerkung: die Unfallzeit wird vom Erhebungsteam ermittelt und muss nicht mit der amtlich festgestellten Unfallzeit übereinstimmen.

Bei der Datenermittlung wurden die folgenden Eintragungen vorgenommen:

- in 202 Fällen: 88 = entfällt, kein RTW;
in 1.827 Fällen: 99 = unbekannt,

- in 678 Fällen: NA und in 4 Fällen:
Zeit < 0 – Bedeutung unbekannt.

In Bild 14 ist die Zeitdauer zwischen Unfallzeit und Meldung des ersten Rettungswagens dargestellt.

Als wesentliches Ergebnis bezüglich der Zeitdauer der medizinischen Erstversorgung ist festzuhalten: In etwa der Hälfte (438) der 900 dokumentierten Unfälle waren ein Rettungswagen, bzw. medizinische Erstversorgung innerhalb von 10 Minuten vor Ort. In 748 Fällen lag diese Zeit bei bis zu 20 Minuten und in 839 Fällen bei maximal 30 Minuten (siehe Tabelle 5).

Zeitdauer	Fallzahl
0 Min	10
bis 5 Min	138
bis 10 Min	290
bis 15 Min	195
bis 20 Min	115
bis 25 Min	57
bis 30 Min	34
bis 35 Min	19
bis 40 Min	11
bis 45 Min	13
bis 50 Min	2
bis 55 Min	4
bis 60 Min	3
> 1 h	6
> = 3 h	3

Tab. 5: Zeitdauer der Erstversorgung und Fallzahl (n = 900)

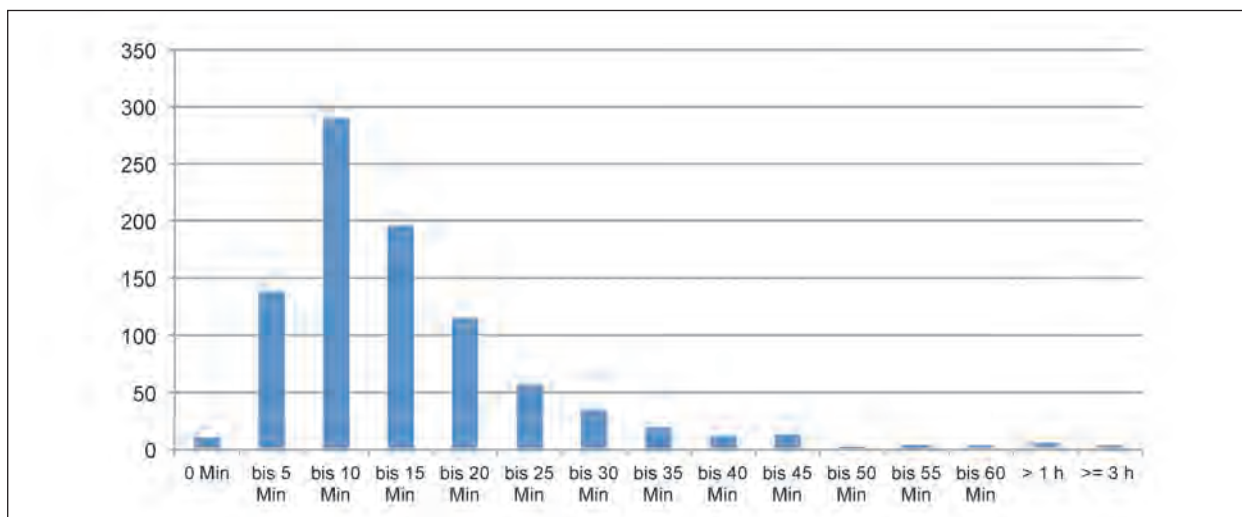


Bild 14: Zeitdauer zwischen Unfallzeit und Meldung des ersten Rettungswagens

3.3.7 Alkoholbeeinflussung und Suizid

In Tabelle 6 ist die Blutalkoholkonzentration (BAK) in Promillegruppen zusammengefasst (n = 3.611).

Bild 15 fasst die Blutalkoholkonzentrationen (BAK) in Promillegruppen zusammen.

Unter der Annahme, dass nicht vorhandene BAK-Werte für Nüchternheit sprechen, kann davon ausgegangen werden, dass Alkoholbeeinflussung im GIDAS-Erhebungsgut mit 34 Fällen im Bereich BAK < 1,09 und 42 Fällen im Bereich BAK > 1,10 (zusammen 76 Fälle/2,1 %) eine quantitativ untergeordnete Rolle spielt.

Hierbei bleibt zu berücksichtigen, dass 141 Fälle mit "unbekannt" und "NA" verschlüsselt wurden.

BAK-Wert (Promille)	Anzahl
kein Wert	3.394
bis 0,3	18
bis 0,5	3
bis 0,8	2
bis 1,1	11
bis 1,3	5
bis 1,5	3
bis 1,8	11
bis 2,1	7
2,1 und mehr	16
unbekannt	78
NA	63

Tab. 6: BAK-Werte in Promillegruppen und deren Häufigkeit

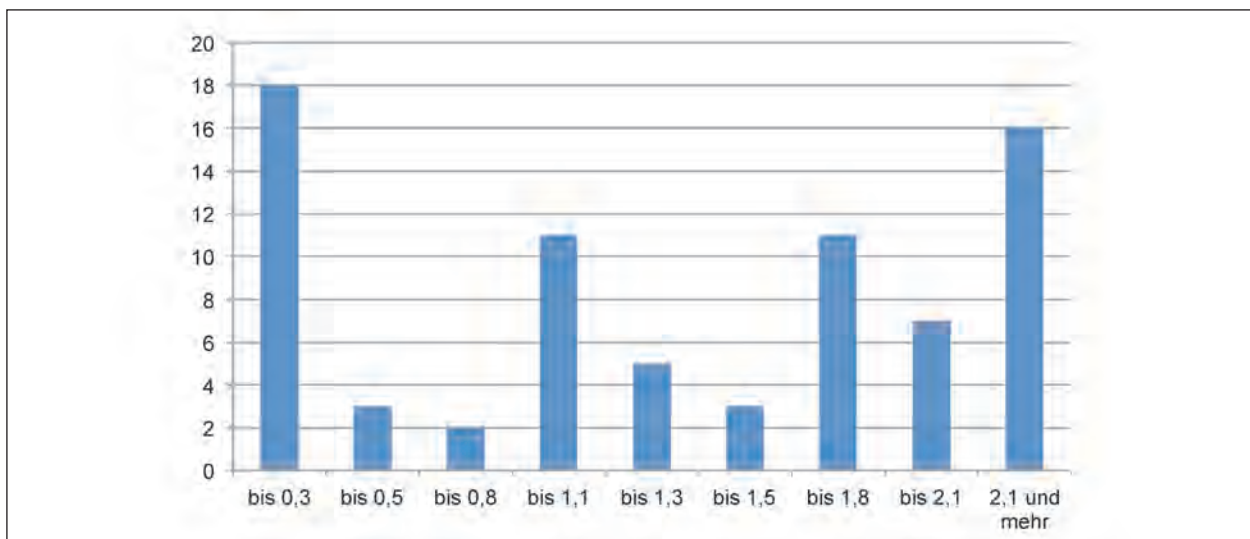


Bild 15: Blutalkoholkonzentrationen (BAK) in Promillegruppen

Suizid

Lagen bei der Person Hinweise darauf vor, dass es sich bei dem Unfall um einen Suizidversuch gehandelt haben könnte, so wurde dies bei den GIDAS-Erhebungen angegeben. Dabei war es unerheblich, wie ernsthaft oder erfolgreich die Absicht umgesetzt wurde.

Suizid wurde bei der Gesamtzahl von n = 3.611 Fällen wie folgt verschlüsselt:

- in 3.525 Fällen: mit 2 = kein Verdacht, in 26 Fällen: mit 9 = unbekannt, in 60 Fällen: mit NA.










Suizide stellen im Unfallgeschehen MESFz keinen Sonderaspekt dar und verfälschen auch keine statistischen Angaben zum Unfallgeschehen.

Diese Feststellung deckt sich mit Langzeitbeobachtungen (1980 bis 2011) des Unfallgeschehens MESFz am Institut für Rechts- und Verkehrsmedizin Heidelberg.

3.3.8 Typenhäufigkeit von Unfällen MESFz

In Tabelle 7 sind die Unfalltypen nach ihrer innerhalb der GIDAS-Unfalldaten vorhandenen Häufigkeit wiedergegeben (n = 3.611).

Die Untersuchung der Unfalltypen-Häufigkeit lässt erkennen, dass 2.670 (74 %) der insgesamt 3.611 erfassten Aufsassen innerhalb der 24 Unfalltypen mit einer Häufigkeit von 1,0-10 % verunglückten.

GIDAS-Unfalltypenverteilung 1999 – 2011 bis 1 %	Symbol	Anzahl	Prozent
211 – AB – Linksabbieger und Gegenverkehr geradeaus		360	10,0
302 – EK – Bevorrechtigter von links und Linkseinbiegen		332	9,2
141 – F – gerade Strecke		215	6,0
101 – F – in einer Linkskurve		204	5,6
321 – EK – Bevorrechtigter von rechts und geradeaus		179	5,0
202 – AB – Linksabbieger. und Nachfolgender nebeneinander		155	4,3
102 – F – in einer Rechtskurve		145	4,0
301 – EK – Bevorrechtigter von links, Schuldiger geradeaus, sinngemäß auch 302		138	3,8
601 – LV – Vorfahrer und Nachfolgender erste Spur		118	3,3
322 – EK – Bevorrechtigter von rechts und Linkseinbiegen		85	2,4
303 – EK – Bevorrechtigter von links und Rechtseinbiegen		82	2,3
721 – SO – Wenden und Nachfolgender		80	2,2
611 – LV – Stau und Nachfolgender erste Spur		72	2,0
201 – AB – Linksabbieger und Nachfolgender hintereinander		61	1,7
623 – LV – Wartepflichtiger und Nachfolgender vor Knoten, LZA		57	1,6
122 – F – beim Abbiegen oder Einbiegen nach rechts		52	1,4
551 – RV – Anfahren, Ausparken aus Längsstellung rechts, gleiche Richtung		50	1,4
121 – F – beim Abbiegen oder Einbiegen nach links		48	1,3
631 – LV – Spurwechsler nach links wegen Vorfahrendem und Nachfolgendem		44	1,2
312 – EK – Bevorrechtigter Überholer von links und Linkseinbiegen		43	1,2
501 – RV – Fahrzeug Parker rechts		42	1,2
661 – LV – Überholer Gegenverkehr		37	1,0
231 – AB – Rechtsabbieger. und Nachfolgender hintereinander		36	1,0
682 – LV – begegnende Fahrzeuge Kurve		35	1,0


Tab. 7: Unfälle MESFs nach Unfalltyp 1999 – 2011, absteigende Häufigkeit bis 1 %

Diese teilen sich wie folgt auf:

Innerhalb der drei führenden Unfalltypen (10 %, 9,2 %; 6 %) verunglückten 907 (25,2 %) Aufsassen (siehe Tabelle 8).

Innerhalb der neun häufigsten Unfalltypen (3,00-10 %) verunglückten 1.846 (51,20 %) Aufsassen.

Innerhalb der 15 Unfalltypen im Mittelfeld (1-2,9 %) verunglückten 824 (22,82 %) Aufsassen.

Die drei häufigsten Unfalltypen	Symbol	Anzahl	Prozent
211 – AB – Linksabbieger und Gegenverkehr geradeaus		360	10,0
302 – EK – Bevorrechtigter von links und Linkseinbiegen		332	9,2
141 – F – gerade Strecke		215	6,0

Tab. 8: Die drei führenden Unfalltypen mit 907 verunglückten Aufsassen

Bei Unfällen mit einer geringeren Unfalltypen-Häufigkeit als 1 % (über 200 Unfälle) verunglücken insgesamt 941 (26 %) Aufsassen; (enthalten: 17 Fälle mit NA oder 99).

Zusammenfassend führt die Untersuchung der Typenhäufigkeit von Unfällen MESFz zu zwei wesentlichen Feststellungen:

1. Das Unfallgeschehen MESFz ist sehr vielfältig – etwa ein Viertel der Aufsassen verunglückt bei Unfalltypen mit einer Häufigkeit von weniger als einem Prozent.
2. Etwa die Hälfte der Aufsassen verunglückt innerhalb von neun häufigen Unfalltypen.

Aus diesem Zusammenhang könnten Hinweise zu Präventionsmaßnahmen (z. B. zur Fahrausbil-

dung, bei Trainingskursen und durch Thematisierung in TV, Rundfunk und Presse) abgeleitet werden.

3.3.9 Schutzhelme im Unfallgeschehen MESFz

In Tabelle 9 sind Nutzung und Art von Schutzhelmen bei Unfällen MESFz von 1999 bis 2012 wiedergegeben (GIDAS-Daten, n = 3.611).

Ergebnis zum Trageverhalten

Die Auswertung des Helmtrageverhaltens der insgesamt erfassten Aufsassen MESFz führte zu folgenden Feststellungen:

Jahr	Helm o. n. A.	kein Helm	Integralhelm	Jethelm	Halbschale	Fahradhelm	andere	unbekannt	keine Angabe
Gesamt	361	152	2089	379	149	3	5	454	19
1999	26	4	83	14	4			29	5
2000	46	7	156	16	5	1	1	47	14
2001	49	16	144	19	11			43	
2002	30	8	146	21	10			36	
2003	32	8	187	30	13			28	
2004	26	18	168	22	13		1	34	
2005	25	11	182	38	20			44	
2006	24	20	169	31	12			53	
2007	18	12	182	34	15		1	43	
2008	16	13	198	46	13			29	
2009	29	15	186	46	14			27	
2010	20	11	134	36	8	1	1	24	
2011	14	8	115	16	10		1	15	
2012	6	1	39	10	1	1		2	

Anmerkung: Die Zahlenwerte für die Jahre 1999 und 2012 erscheinen bzgl. der Fallzahl fragwürdig

Tab. 9: Nutzung und Art von Helmen bei Unfällen MESFz 1999 – 2012

- 57,9 % (2.089) benutzten einen Integralhelm (dessen Geeignetheit nicht erfasst wurde),
- 10,5 % (379) benutzten einen Jethelm,
- 4,13 % (149) benutzten einen sogenannten Halbschalenhelm (Braincap),
- 4,21 % (152) waren ohne Helm unterwegs,
- 0,01 % (3) benutzten einen Fahrradhelm,
- 0,22 % (8) benutzten einen anderen Helm (z. B. Bauhelm).
- in 9,99 % (361) Fällen waren bei Helmträgern nähere Angaben zum Helm nicht vorhanden,
- in 0,53 % (19) Fällen waren gar keine Angaben zum Helm vorhanden,
- in 12,57 % (454) Fällen konnte eine Helmnutzung nicht ermittelt werden,
- in 8,57 % der Fälle wurde ein ungeeigneter oder gar kein Helm getragen.

Ob getragene Schutzhelme im Sinne des Gesetzgebers als geeignet einzustufen waren und in wie viel Fällen die Helme nicht ordnungsgemäß (z. B. Helmgröße falsch gewählt, Kinnriemen zu lose oder gar nicht verschlossen) benutzt wurden, konnte wegen fehlender Daten nicht ermittelt werden. Klapphelme und Helme mit zuschaltbarem Sonnenvisier wurden nicht explizit erfasst.

In Tabelle 10 sind Nutzung und Art von Schutzhelmen bei Unfällen MESFz der Verletzungsschwere der Aufsassen gegenüber gestellt (GIDAS-Daten, n = 3.611).

Ergebnis

Bezogen auf die Verteilung der Helmart in der Gesamtfallzahl der GIDAS-Daten liegt der Anteil der schwerverletzten Aufsassen bei allen Arten be-

nutzter Schutzhelme zwischen 31 % (Jethelme) und 34 % (Integralhelme).

In Tabelle 11 sind die Werte der maximalen Verletzungsschwere MAIS 3-6 und die Kopfverletzungsschwere AIS_{Kopf} 1-9 der Art der benutzten Schutzhelme gegenübergestellt (n = 199).

Interpretation der Tabellendaten (n= 199)

Zunächst fällt auf, dass im betrachteten Kollektiv (n = 199) ausschließlich in der Gruppe der Aufsassen mit MAIS-Werten = 3 insgesamt 8 (untaugliche) Halbschalenhelme benutzt wurden. Ob diese Helme in 6 Fällen mit AIS_{Kopf}-Werten = 0 vor Kopfverletzungen schützten, oder ob eine Anprallwirkung am Kopf unterblieb, konnte nach Datenlage nicht geklärt werden.

Gleiches gilt grundsätzlich für Aufsassen, die einen Integralhelm oder einen Jethelm benutzten und bei MAIS-Werten von 3-6 am Kopf jedoch verletzungsfrei (AIS_{Kopf}-Werte = 0) blieben.

Bei Aufsassen mit MAIS-Werten von 4-6 und allen in diesen MAIS-Gruppen verschlüsselten AIS_{Kopf}-Werten traten Halbschalenhelme nicht mehr in Erscheinung.

Bei MAIS-Werten von 4-6 kann bei AIS_{Kopf}-Werten von 1-4 von einer (nicht quantifizierten) Schutzwirkung des Helmes ausgegangen werden.

Demgegenüber ist bei eingetretenen AIS_{Kopf}-Werten von 5 und 6 davon auszugehen, dass die unfallbedingte Anpralleinwirkung entweder die Strukturfestigkeit eines getragenen, geeigneten Helmes überforderte oder der Helm ungeeignet war.

Ob ein getragener, wie auch immer gearteter Schutzhelm Kopfverletzungen vermindert oder vermieden hat, kann im Einzelfall nur durch eine Laboruntersuchung des Helmes im Kontext der Rekonstruktion des Unfallgeschehens geklärt werden.

Verletzungsschwere	Helm o. n. A.	kein Helm	Integralhelm	Jethelm	Halbschale	Fradhelm	andere Helme	unbekannt	keine Angabe
leicht verletzt	245	95	1.324	251	99	2	3	295	15
schwer verletzt	110	56	701	116	47	1	2	155	3
tödlich verletzt	6	1	63	12	3	0	0	3	1
keine Angabe	0	0	1	0	0	0	0	1	0
Summe	361	152	2.089	379	149	3	5	454	19

Tab. 10: Nutzung und Art von Helmen und Verletzungsschwere

MAIS	AISKO	Helm o. n. A.	kein Helm	Integral- helm	Jethelm	Halbschale	unbekannt	Gesamt
3		12	7	92	22	8	9	150
	0	11	3	51	13	6	4	88
	1		1	4	1	1	2	9
	2	1		24	4	1	2	32
	3		3	11	4			18
	9						1	1
	NA			2				2
4		1		23	1		2	27
	0			6			1	7
	1	1						1
	2			5				5
	3			5				5
	4			7	1			8
	NA						1	1
5		2		14	2		1	19
	0			1				1
	2				1			1
	3			1	1			2
	4	1		3			1	5
	5			8				8
	NA	1		1				2
6				2	1			3
	3			1				1
	6			1	1			2
	Gesamt	15	7	131	26	8	12	199

Tab. 11: MAIS- und AIS_{Kopf}-Werte gegenüber Art der benutzten Schutzhelme

In Tabelle 12 sind die Ortslage und die Kopfverletzungsschwere AIS_{Kopf} 1-9 (einschließlich NA der Art der benutzten Schutzhelme gegenübergestellt (n = 199).

Interpretation der Tabellendaten (n = 199)

Innerorts geschahen erheblich mehr Unfälle (3/5) als außerorts (2/5), wobei die Kopfverletzungsschwere (AIS_{Kopf} 2-5) innerorts bei 43,7 % und außerorts bei 40,0 % lag.

Ein signifikanter Unterschied bezüglich der benutzten Helmart oder der unterlassenen Helmnutzung ist anhand der vorliegenden Zahlen nicht festzustellen.

3.3.10 Unfallhelme – Spuren und Beschädigungen

Zur Erfassung von äußeren Unfallspuren und Beschädigungen an der Außenschale und am Visier von Schutzhelmen wurde der Helm zur GIDAS-Datenerhebung in insgesamt 19 Sektoren unterteilt (siehe Bild 16):

- An der rechten Helmseite: Sektoren 11-18, rechte Visierhälfte: 19;
- An der linken Helmseite: Sektoren 21-28, linke Visierhälfte: 29;
- Helmdom: 35.

Ortslage	AISKO	Helm o. n. A.	kein Helm	Integral- helm	Jethelm	Halb- schale	keine Angabe	Gesamt
Anzahl der Unfälle innerorts		11	3	77	14	6	8	119
	0	9	2	31	8	5	4	59
	1	0	1	3	1	0	1	6
	2	1	0	18	2	1	1	23
	3	0	0	12	3	0	0	15
	4	1	0	7	0	0	1	9
	5	0	0	5	0	0	0	5
	6	0	0	0	0	0	0	0
	9	0	0	0	0	0	0	0
	NA	0	0	1	0	0	1	2
Anzahl der Unfälle außerorts		4	4	54	12	2	4	80
	0	2	1	27	5	1	1	37
	1	1	0	1	0	1	1	4
	2	0	0	11	3	0	1	15
	3	0	3	6	2	0	0	11
	4	0	0	3	0	0	0	3
	5	0	0	3	0	0	0	3
	6	0	0	1	1	0	0	2
	9	0	0	0	0	0	1	1
	NA	0	0	0	0	0	0	0
Gesamt		15	7	131	26	8	12	199

Tab. 12: Ortslage und AIS_{Kopf}-Werte gegenüber Art der benutzten Schutzhelme

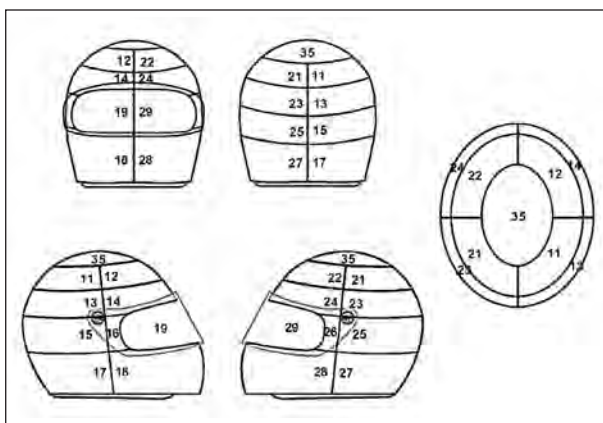


Bild 16: Unfallspuren am Helm – Sektoren nach GIDAS

Eine Bezugsebene z. B. im Verhältnis zur Frankfurter Ebene oder einer in der UN-R 22 ausgewiesenen Helmebene wurde bei der Sektorendefinition nicht festgelegt.

Einschränkungen:

- Unfallbedingte Veränderungen an der Schutzpolsterung (z. B. Kompressionen, Risse, Entfestigung an den Korngrenzen sowie Durchdringungen) wurden – soweit bekannt – nicht ermittelt.
- Offen ist, mit welchem Energieeintrag der Unfall einwirkung am Helm die Merkmale 3 (Wischspur/Kratzer) sowie 5 (Materialabrieb) bei der SEK-Verschlüsselung verbunden sind.

Die Anzahl registrierter Schutzhelmfälle lag bei $n_{SH} = 97$ bei einer am Helm ausgewiesenen Sektorenanzahl von $n_S = 19$.

Die Anzahl der insgesamt dokumentierten Sektorzustände n_{SZ} ergibt sich demnach zu

$$n_{SZ} = n_{SH} \times n_S = 97 \times 19 = 1.843$$

Tabelle 13 gibt die Anzahl der insgesamt dokumentierten Sektorzustände nach Art des Spurenzustandes wieder.

Art des Zustandes der Helmsektoren	Anzahl Nennung
1 – beschädigt o. n. A.	15
2 – unbeschädigt	1.210
3 – Wischspur/Kratzer	185
4 – Materialanhaftung	1
5 – Materialabrieb	86
6 – Deformation	16
7 – Bruch	64
8 – andere	2
9 – unbekannt	264

Tab. 13: Art des Zustandes der Helmsektoren, Anzahl der Nennungen

Unfallbedingte Anprallspuren am getragenen Helm

Zur Ermittlung der Häufigkeitsverteilung von Lage, Ausprägung und Energieeintrag unfallbedingter Anprallspuren am getragenen Helm wurden 97 Datensätze mit verfügbaren Sektorenverschlüsselungen ausgewertet. Je Helm wurden 19 Sektoren an der Außenschale definiert; 1.843 Sektoren (ausschließlich an der Außenschale) wurden mit 9 Zustandskriterien befundet.

Beschädigungen der Schutzpolsterung (im Sinne von Kompressionen, Rissen oder Entfestigung des EPS an den Korngrenzen) unfallbelasteter Schutzhelme wurden bei der GIDAS-Datenerhebung nicht erfasst. Feststellungen zum Energiegehalt des Anpralles konnten daher nicht getroffen werden.

Die Analyse aller Zustandskriterien an den 97 Helmen führte zu dem Ergebnis, dass auf der Grundlage der vorliegenden Helmdaten belastbare Aussagen zur Häufigkeitsverteilung von Lage, Ausprägung und Energieeintrag solcher Einwirkungsspuren nicht zu erarbeiten waren.

Andererseits sind diese nach Ergebnissen des Projektes COST 327 relativ gleichmäßig um den Helm herum verteilt. Schwerpunkte können nicht angegeben werden, zumal zwischen äußeren Anprallspuren (an der Helmschale), häufig in Form mehr oder weniger ausgeprägter Schürfspuren und inneren Anprallspuren (an der Schutzpolsterung), hier als Kompressionsareale und Korngrenzenentfestigungen unterschieden werden muss, was in der Literatur und auch in den GIDAS-Daten nicht erfolgte. Bezüglich des Helmdomes (Sektor 35) können seltene Anprallereignisse als gesicherte Feststellung mitgeteilt werden.

Siehe hierzu auch Kapitel 3.5.2 Anpralleinwirkungen, Verteilung und Häufigkeit (Frankreich).

Die Untersuchung und Auswertung von Spuren und Beschädigungen an Unfallhelmen unter Berücksichtigung dokumentierter Kopfverletzungen (n = 97) erbrachte folgendes Ergebnis:

Schutzhelme mit Bruch oder Brüchen an der Außenschale

Einen Bruch oder mehrere Brüche (Merkmal 7) wiesen insgesamt 20/97 Helme auf:

- in 10 Fällen kam es hierbei zu Kopfverletzungen mit AISKO = 2 (6 Fälle) und AISKO = 3 (4 Fälle),
- in weiteren 10 Fällen kam es zu Kopfverletzungen mit AISKO = 4 (4 Fälle), AISKO = 5 (4 Fälle) und AISKO = 6 (2 Fälle).

Schutzhelme ohne Beschädigungen an der Außenschale

Schutzhelme ohne Beschädigungen an der Außenschale wurden in 26/97 Fällen registriert.

Hierbei kam es zu Kopfverletzungen der Schwere AISKO, Werte 1-5 (s. Tabelle 14).

In 17/26 Fällen lag die führende z. T. auch tödliche Verletzung nicht am Kopf (MAIS > AISKO).

Anprallgeschwindigkeiten des behelmteten Kopfes wurden von verschiedenen Autoren und in eigenen Untersuchungen bis in den Bereich von über 20 m/s (72 km/h) beobachtet und berichtet.

Die Daten des COST-327-Projektes machten deutlich, dass die Schwere von Kopfverletzungen stark abhängt von der Anprallgeschwindigkeit: So wurde bei 18 km/h (Mittelwert) eine Verletzungsschwere entsprechend AIS 1, bei 50 km/h eine solche entsprechend AIS 2-4 und ab 57 km/h entsprechend AIS 5-6 registriert.

Bereits in einem Bereich von 10 m/s (36 km/h) ist beim Anprall des behelmteten Kopfes gegen harte Strukturen die Schutzfähigkeit heutiger Motorradschutzhelme weitestgehend erschöpft.

Statistische Verteilungen von Anprallgeschwindigkeiten des behelmteten Kopfes unter Berücksichtigung von Kopfverletzungen und führenden Verletzungen außerhalb des Kopfes wurden in der Literatur nicht gefunden.

26 Helme	alle Sektoren = 2								
		Kinematik- gruppe KINGR	entfällt	Ab- rutschen	Auf- schöpfen	Anprall mit Richtungs- änderung	Anprall ohne Richtungs- änderung	Sitzenbleiben, umkippen	gestürzt
	KINGR Wert	0	2	3	4	5	6	7	Gesamt
AISKO	1	0	1	1	1	0	0	0	3
	2	0	2	0	0	0	1	7	10
	3	0	0	0	3	1	1	4	9
	4	1	0	0	1	0	1	0	3
	5	0	0	0	0	0	0	1	1
Gesamt		1	3	1	5	1	3	12	26

Tab. 14: Auswahl aller unbeschädigten Schutzhelme mit AIS-Kopfwerten

3.4 Prüfung der statistischen Äquivalenz, Beispiele

Zur Prüfung der statistischen Äquivalenz, z. B. der GIDAS-Daten im Verhältnis zu den entsprechenden DESTATIS-Daten, können Repräsentanz- bzw. Wichtungsfaktoren gebildet werden. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass das Unfallgeschehen MESFz äußerst unterschiedlich (siehe z. B. Unfalltypenhäufigkeit/Verteilung der Unfalltypen) und wegen der

Anzahl von Freiheitsgraden im Ablauf nur schwer zu systematisieren ist.

Von Interesse ist zunächst eine Zusammenschau von Altersverteilung und Geschlechtszugehörigkeit.

Tabelle 15 zeigt gegenüberstellend DESTATIS- und GIDAS-Daten verunfallter Aufsassen MESFz zu deren Altersverteilung in Altersgruppen bei einer Unterteilung nach dem Geschlecht für den Zeitraum 2004 – 2010.

Zeitraum 2004 – 2010	DESTATIS (nDES = 386.211)				GIDAS (nGID = 2.080)			
	männlich		weiblich		männlich		weiblich	
	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil	Anzahl	Anteil
unter 6 Jahre	89	0,0002	57	0,0002	1	0,0005	0	0,0000
06-10	308	0,0008	1.357	0,0037	1	0,0005	2	0,0010
10-15	1.859	0,0050	2.364	0,0064	29	0,0139	7	0,0034
15-18	57.053	0,1549	18.424	0,0500	151	0,0726	41	0,0197
18-21	27.444	0,0745	7.659	0,0208	197	0,0947	50	0,0240
21-25	23.323	0,0633	5.734	0,0156	191	0,0918	42	0,0202
25-30	21.938	0,0596	5.090	0,0138	179	0,0861	41	0,0197
30-35	20.453	0,0555	3.830	0,0104	186	0,0894	32	0,0154
35-40	25.446	0,0691	4.915	0,0133	152	0,0731	24	0,0115
40-45	31.937	0,0867	6.414	0,0174	171	0,0822	23	0,0111
45-50	30.077	0,0817	5.528	0,0150	134	0,0644	32	0,0154
50-55	20.661	0,0561	3.329	0,0090	101	0,0486	14	0,0067
55-60	16.169	0,0439	1.651	0,0045	93	0,0447	12	0,0058
60-65	8.731	0,0237	786	0,0021	67	0,0322	5	0,0024
65-70	7.165	0,0195	557	0,0015	42	0,0202	3	0,0014
70-75	4.253	0,0116	373	0,0010	25	0,0120	3	0,0014
75 und älter	2.841	0,0077	203	0,0006	21	0,0101	3	0,0014
ohne Angabe	172	0,0005	21	0,0001	5	0,0024	0	0,0000

Tab. 15: Altersgruppe und Unterteilung nach Geschlecht

Ermittlung von Wichtungsfaktoren

Die Wichtungsfaktoren F_x berechnen sich aus dem Verhältnis des relativen Vorkommens einerseits in den DESTATIS- und andererseits in den GIDAS-Daten:

$$F_x = \frac{\text{Anteil DES}}{\text{Anteil GID}}$$

DESTATIS (n = betrachtet)/
DESTATIS (n = Bezugsanzahl)

im Verhältnis zu

$$\frac{\text{GIDAS (n = betrachtet)}}{\text{GIDAS (n = Bezugsanzahl)}}$$

Der Tabelle 16 sind die Wichtungsfaktoren bezüglich Alter und Geschlecht zu entnehmen.

Wichtungsfaktor F_x	Wichtungsfaktoren	
	männlich	weiblich
	F_m	F_w
unter 6 Jahre	0,5028	0,3220
06-10	1,7399	7,6656
10-15	0,3621	0,4605
15-18	2,1344	0,6892
18-21	0,7870	0,2196
21-25	0,6898	0,1696
25-30	0,6923	0,1606
30-35	0,6212	0,1163
35-40	0,9457	0,1827
40-45	1,0550	0,2119
45-50	1,2679	0,2330
50-55	1,1556	0,1862
55-60	0,9821	0,1003
60-65	0,7361	0,0663
65-70	0,9637	0,0749
70-75	0,9610	0,0843
75 und älter	0,7642	0,0546
ohne Angabe	0,1943	0,0237

Tab. 16: Wichtungsfaktoren Alter u. Geschlecht, Zeitraum 2004 – 2010

Aufschlussreich ist auch das Vorkommen des Unfallgeschehens im innerörtlichen sowie im außerörtlichen Bereich, unterteilt nach Verletzungsschwere (s. Tabelle 17).

In Tabelle 18 sind die Wichtungsfaktoren für das Unfall- und Verletzungsgeschehen nach Ortslage aufgeführt.

- In den GIDAS-Daten stark überrepräsentiert: tödlich verlaufene (0,457) Unfälle sowie Unfälle mit Schwerverletzten (0,634) im Innerortsbereich.
- In den GIDAS-Daten stark unterrepräsentiert: Unfälle mit Leichtverletzten (2,119) im Außerortsbereich.
- In den GIDAS-Daten mäßig überrepräsentiert: tödlich verlaufene (0,841) Unfälle im Außerortsbereich.
- In den GIDAS-Daten mäßig unterrepräsentiert: Unfälle mit Schwerverletzten (1,224) im Außerortsbereich.
- In den GIDAS-Daten zeigen die relativ beste Übereinstimmung: Unfälle mit Leichtverletzten (0,960) im Innerortsbereich.

LATTKE (2012) hat für den Zeitraum 2000 – 2007 ähnliche Relationen erarbeitet.

Wichtungsfaktor F_x	Wichtungsfaktoren	
	innerorts	außerorts
	F_{wio}	F_{wao}
Getötete	0,457	0,841
Schwerverletzte	0,634	1,224
Leichtverletzte	0,960	2,119

Tab. 18: Wichtungsfaktoren Ortslage, Zeitraum 2001 – 2010

Zeitraum 2001 – 2010	DESTATIS (nDES = 535.457)				GIDAS (nGID = 2.913)			
	innerorts		außerorts		innerorts		außerorts	
	Anzahl	Anteil %	Anzahl	Anteil %	Anzahl	Anteil %	Anzahl	Anteil %
Getötete	2.266	0,004	6.953	0,013	27	0,009	45	0,015
Schwerverletzte	78.981	0,148	67.479	0,126	678	0,233	300	0,103
Leichtverletzte	286.313	0,535	93.465	0,175	1.623	0,557	240	0,082

Tab. 17: Verunglückte Aufsassen MESFz nach Ortslage und Verletzungsschwere

3.5 Frankreich, Übersichtsdaten

3.5.1 Das Unfallgeschehen MESFz in Frankreich (2001 – 2011)

Tabelle 19 gibt die Anzahl der bei Unfällen in Frankreich getöteten Aufsassen MESFz im Verhältnis zu allen anderen getöteten Verkehrsteilnehmer wieder.

Im Zeitraum 2001 bis 2011 nimmt die Anzahl aller bei Unfällen in Frankreich Getöteten anderen Verkehrsteilnehmer deutlich schneller ab als in Deutschland.

Demgegenüber liegt die Gesamtzahl der getöteten Aufsassen von MESFz in Frankreich – bedingt durch die Zahlen der Fahrzeuggruppen Mofa und Moped – ständig erheblich höher als in Deutschland.

Bild 17 und Bild 18 stellen den Verlauf aller anderen bei Unfällen in Frankreich getöteten Verkehrsteilnehmer sowie der getöteten Aufsassen MESFz dar.

Etwa ein Viertel der in Frankreich in den letzten Jahren getöteten Verkehrsteilnehmer sind Aufsassen MESFz.

Jahr	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011
Frankreich (Deutschland)											
Getötete, andere Verkehrsteilnehmer	6.733 (5.875)	6.347 (5.798)	4.926 (5.533)	4.404 (4.862)	4.119 (4.379)	3.644 (4.191)	3.485 (4.042)	3.200 (3.711)	3.097 (3.403)	3.031 (2.939)	2.978 (3.231)
Getötete Aufsassen Motorräder	1.077 (964)	1.046 (913)	899 (946)	871 (858)	870 (875)	763 (793)	826 (807)	800 (656)	896 (650)	705 (635)	744 (708)
Getötete Aufsassen Mofas, Mopeds	444 (138)	369 (131)	349 (134)	317 (122)	349 (107)	314 (107)	317 (100)	293 (110)	300 (99)	272 (74)	238 (70)
Getötete Aufsassen MESFz gesamt	1.521 (1.102)	1.415 (1.044)	1.248 (1.080)	1.188 (980)	1.219 (982)	1.077 (900)	1.143 (907)	1.093 (766)	1.196 (749)	977 (709)	982 (778)

Tab. 19: Getötete Aufsassen MESFz und getötete andere Verkehrsteilnehmer, Frankreich (Vergleichswerte für Deutschland in Klammern)

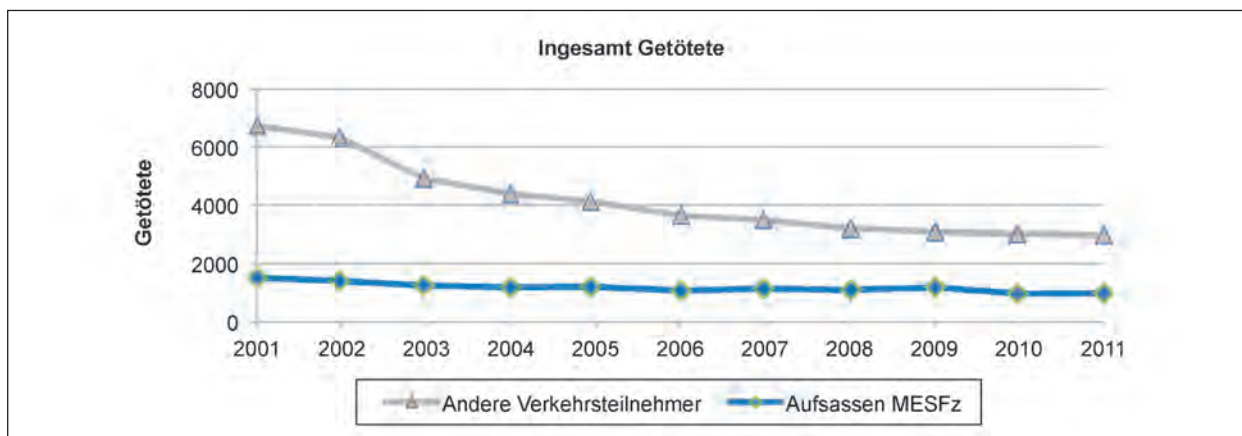


Bild 17: Anzahl und Aufteilung der getöteten anderen Verkehrsteilnehmer, Frankreich

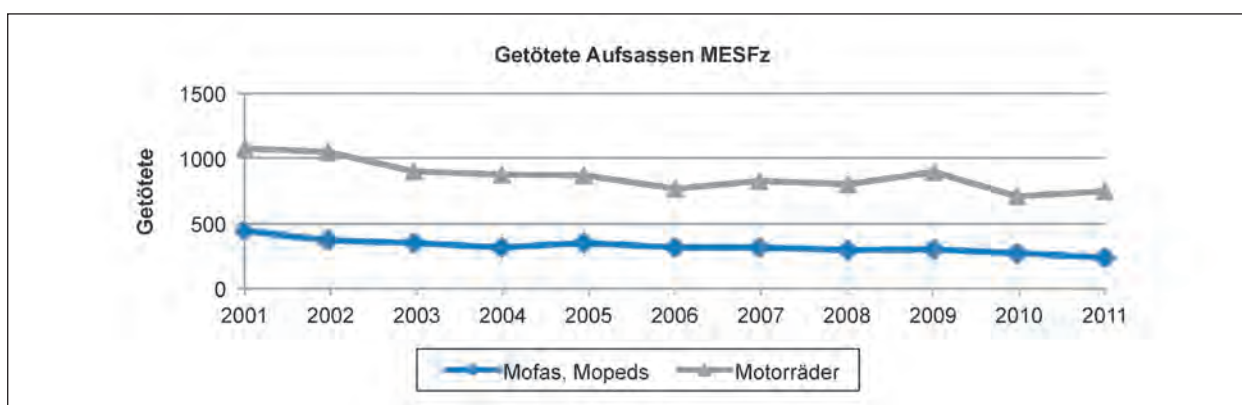


Bild 18: Getötete Aufsassen MESFz nach Fahrzeuggruppen, Frankreich

Im Zeitraum 2001 bis 2011 verunglückten in Frankreich zwei- bis dreimal (in Deutschland sechs- bis zehnmal) so viele Aufsassen von Motorrädern wie Aufsassen von Mofas und Mopeds tödlich.

3.5.2 Anpralleinwirkungen am Helm, Verteilung und Häufigkeit (Frankreich)

Im Rahmen der Durchführung des Projektes RIDER wurden in den Jahren 2003 bis 2005 unfallbelastete Schutzhelme von 360 Aufsassen MESFz auf Anprallspuren untersucht (Bild 19). Die Anordnung der Anprallzonen am Helm erfolgte nahezu identisch zur Aufteilung bei GIDAS.

Die insgesamt in 17 definierten Helmsektoren erfassten 732 Anprallspuren sind am gesamten Helmumfang relativ gleichmäßig, d. h. ohne auffällige Häufungen verteilt. Diese sind an der hinteren Helmhälfte, im mittleren Bereich in größerer Anzahl vorhanden, als an der vorderen Helmhälfte einschließlich Visier. An der vorderen Helmhälfte weist wiederum die rechte Helmseite bis zur Helm Vorderseite einen größeren Anteil an Anprallspuren auf als der vergleichbare linke Helmbereich. In Richtung des Helmdoms (Vertex) nimmt die Anzahl der Kontaktsuren auf sehr geringe Werte, bis gegen null, ab.

3.6 Validierungs- und regionale Kasuistikfälle, Beispiele

Nachfolgend sind vier Kasuistikfälle dargestellt, die beispielhaft unterschiedliche Aspekte des vielfältigen Unfallgeschehens und die hauptsächlichen Dokumentationsbereiche, insbesondere auch mit Blickrichtung der fallbezogenen Helmfunktion aufzeigen sollen:

Beispiel 1 (Alleinunfall mit schützender Helmfunktion, Bild 20) und Beispiel 2 (Vorfahrtsverletzung durch Pkw, Klapphelm nicht ordnungsgemäß (geöffnet) getragen, Bild 21) wurden als Validierungsfälle aus GIDAS-Daten aufbereitet – siehe auch Kapitel 7.2, Unfall-Nrn C01 und C02.

Beispiel 3 (Fehlverhalten Lkw-Fahrer, Motorrad ohne ABS, Bild 22) und Beispiel 4 (Fehlverhalten Pkw-Fahrer, Kopfanprall gegen Schutzplankepfosten mit altem Profiltyp IPE 100, Bild 23) geben wesentliche Merkmale regional erfasste Unfälle MESFz wieder.

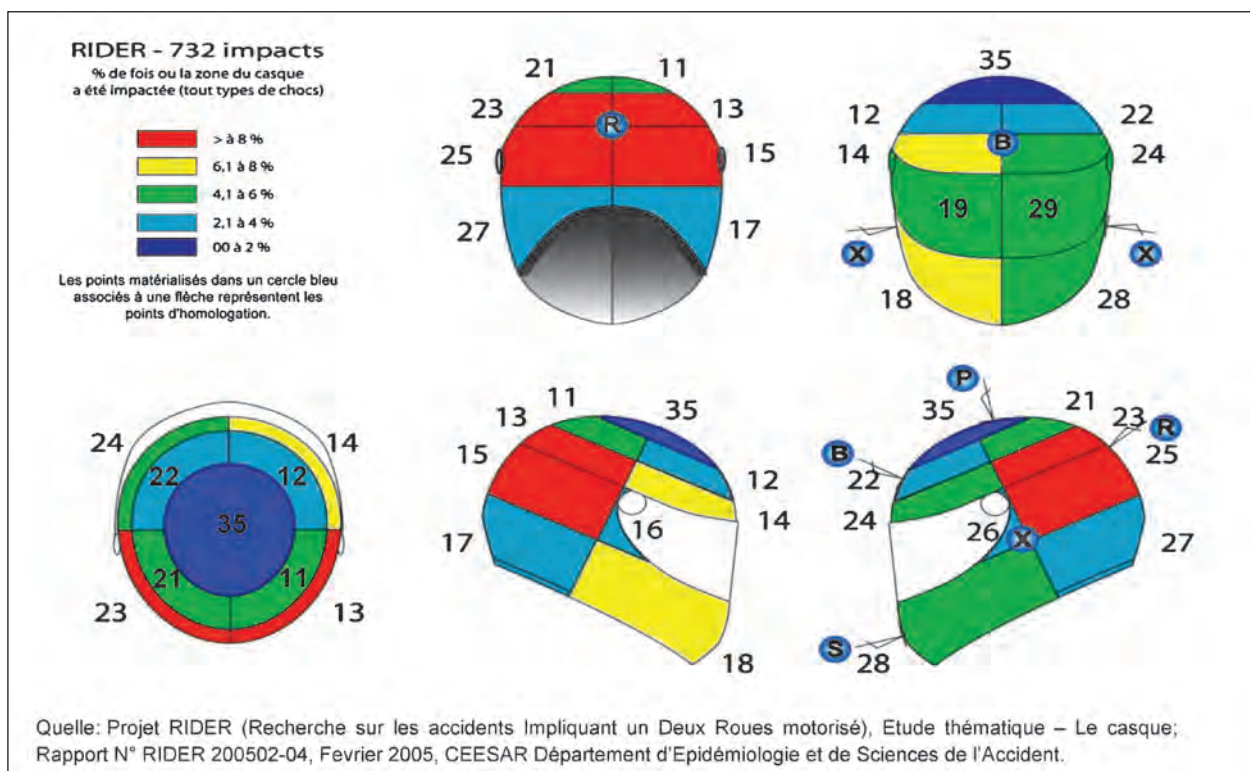


Bild 19: Lage und Häufigkeit von Unfall-Kontaktsuren an 360 Helmen, (Projet RIDER)

Kasuistikfälle; Beispiel 1 – C01DD

Alleinunfall (Fahrfehler) ohne Beteiligung Dritter.

Unfallbeschreibung

- Leichtkraftradfahrer, 42 Jahre (1,80 m, 60 kg)
 1. fährt streifend gegen Bordstein der rechten Straßenseite (Verdohlung, 6,6 % Gefälle),
 2. fährt schlingern weiter und kommt (ohne Sturz) nach links von der Fahrbahn ab,
 3. prallt – linke Seite exponiert – mit Körper und behelmtm Kopf gegen stabilen Baum (d = 16 cm),
 4. gerät in seine Endlage.
- V_{kollKrad} und Körper gegen Baum = 15-20 [kmph],
- Der Fahrer wurde schwer verletzt – (AIS_{Kopf} = MAIS = 4).

Verletzungen

- Schädel-Hirn-Trauma ersten Grades, umschriebene Hirnkontusion, Subarachnoidalblutung,
- Fraktur Orbitadach, links, Fraktur Sinus frontalis, links,
- Lungenkontusion, links,
- distale Flexionsfraktur des linken Radius.

Ohne den schützenden Helm wäre die Schwere der Kopfverletzungen erheblich höher, möglicherweise nicht überlebbar gewesen.



Bild 20: Unfallstelle; unten rechts: getragener Helm nach Baumanprall – GIDAS-Dokumentation

Kasuistikfälle; Beispiel 2 – C02DD

Vorfahrtsberechtigtes Motorrad gegen rechte Pkw-Seite.

Unfallbeschreibung

- Von rechts kommendes (vorfahrtsberechtigtes) Motorrad Moto Guzzi, Griso,
- Fahrerdaten: Alter: nicht erfasst, Körpergröße: 1,75 m, Körpermasse: 75 kg) prallt in die rechte Seite eines Pkw, (VW Golf IV),
- Kollisionsgeschwindigkeit Pkw (querend): $40 < V_{\text{kollPkw}} < 50$ [km/h],
- Kollisionsgeschwindigkeit Krad: $V_{\text{kollKrad}} = \text{ca. } 26$ [km/h],
- Ausgangsgeschwindigkeit Krad: $V_{0\text{Krad}} = \text{ca. } 50$ [km/h],
- Anprall des behelmten Kopfes: hinteres, linkes Seitenfenster im Winkel C-Pfosten – Dachkante,

- Der Fahrer wurde schwer verletzt – ($\text{AIS}_{\text{Kopf}} = \text{MAIS} = 4$).

Verletzungen – Schweres Polytrauma

- Offenes Schädel-Hirn-Trauma dritten Grades mit Subarachnoidal- und Kontusionsblutungen,
- Frakturen an Schädelkalotte, Schädelbasis und im Gesichtsschädelbereich,
- multiple Prellungen und Schürfungen im Gesicht,
- Berstungsfraktur BWK 8,
- paravertebrale Einblutungen, dorsal, Höhe BWK 6-9,
- Décollement am rechten Unterschenkel.

Ausweislich der Unfallspuren und Beschädigungen am initial getragenen Klapphelm (SHARK) sowie der Verletzungen im Gesichtsschädelbereich war der Kinnbügel im Augenblick der Kollision weit geöffnet (s. Bild 21).



Bild 21: Oben: Endstand Pkw; links: beteiligtes Krad, rechts: Helm – GIDAS-Dokumentation

Kasuistikfälle; Beispiel 3 – IRMFR/VSF 448

Lkw biegt nach links ab und lässt den entgegenkommenden Kradfahrer nicht durchfahren.

Unfallbeschreibung

Lkw-Fahrer (01) befuhr eine Kreisstraße in nordwestlicher Richtung. Er bog nach links in eine Bundesstraße ab, ohne den entgegenkommenden Kradfahrer (02) durchfahren zu lassen.

Der Kradfahrer leitete eine Abwehrbremsung ein, stürzte und kollidierte frontal mit dem Lkw. Er erlitt schwerste Verletzungen und verstarb noch am Unfalltag im Krankenhaus.

Verletzungen

Stumpfes Brust- und Bauchtrauma mit Verblutungsschock infolge Einklemmung zwischen Lkw-Front und nacheilendem Motorrad. Ein Schädelhirntrauma konnte nicht nachgewiesen werden (Bild 22).

Kasuistikfälle; Beispiel 4 – IRMFR/VSF 455

Motorradfahrer im Überholvorgang von Pkw abgedrängt.

Unfallbeschreibung

Kradfahrer (02) war im Begriff, einen Pkw (01) zu überholen und wurde von diesem abgedrängt.

Nach eingeleiteter Vollbremsung stürzte der Kradfahrer und prallte mit dem behelmten Kopf gegen einen Schutzplankenpfosten mit altem Profiltyp IPE 100 (s. auch Helmbeschädigungen).

Der Unfallort wurde noch nicht mit Sigma-Pfosten nachgerüstet.

Verletzungen/Todesursache

Schädelhirntrauma bei ordnungsgemäß getragenen Schutzhelm, der durch den form- und materialaggressiven Schutzplankenpfosten durchgeschlagen wurde (s. Bild 23).



Bild 22: Oben: Unfallstelle; unten: getragener Integralhelm – Archiv IRMFR



Bild 23: Getragener, unfallbeschädigter Integralhelm (GFK) – Archiv IRMFR

3.7 Sonderfall – der Körperanprall gegen Schutzplanken

Der Kasuistikfall 4 zeigt einen Unfall, in dessen Verlauf es zu einem Körperanprall des gestürzten Motorradfahrers gegen ein Schutzplankensystem gekommen war. Durch den form- und materialaggressiven Schutzplankenpfosten alter Bauart wurde der ordnungsgemäß getragene Schutzhelm durchgeschlagen und ein nicht überlebbares Schädelhirntrauma verursacht.

Körperanpralle mit dem Kopf, Rumpf oder den Extremitäten gegen Schutzplanken nach Kollision und/oder Sturz von Aufsassen MESFz werden seit langem und immer wiederkehrend beobachtet und beschrieben (SCHUELER et al. 1984), wobei genaue Zahlen nicht mitgeteilt werden können.

Derartige Unfallverläufe bringen ein besonders hohes Verletzungsrisiko mit sich: es kommt zu direkten Anpralleinwirkungen mit hohem örtlichen Energieeintrag (ggf. einschließlich Verformung oder Durchschlagen des Helmes und schweren Kopfverletzungen) oder zu einer Verhakung mit nachfolgender subtotaler oder totaler Amputation von Gliedmaßen verbunden mit der Gefahr des Verblutens.

Eine systematische Erfassung derartiger Unfälle erfolgte nicht. Deren Vorkommen bewirkte aber bereits in den 1980er Jahren die Überarbeitung der Richtlinien für abweisende Schutzeinrichtungen an Bundesfernstraßen, ab 1984 die Anwendung von Schutzplankenpfosten-Ummantelungen und 1986 die Freigabe und Einführung des SIGMA-Pfostens.

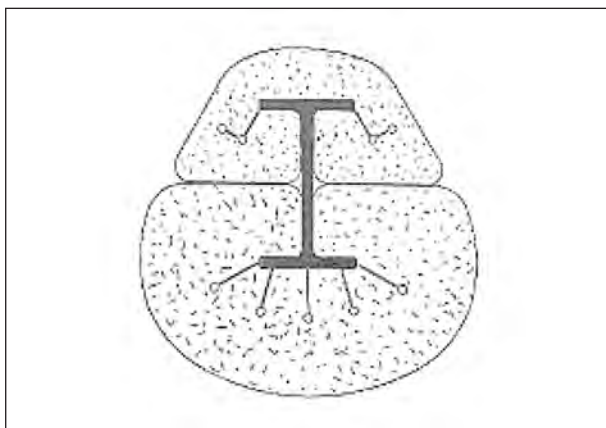


Bild 24: Pfosten, IPE 100 mit Anpralldämpfer der Fa. Spick, Schmelz-Limbach

Der Einsatz von Anpralldämpfern an Schutzplankenpfosten als brachte jedoch Probleme mit sich:

- Identifizierung von gefährlichen Streckenabschnitten,
- relativ hohe Kosten für Entwicklung, Fertigung und Anbringung,
- Aufrechterhaltung der Funktion, Beschädigungsgefahr, z. B. bei Mäharbeiten,
- keine bis kaum erfolgende Rückmeldungen der Schutzwirkung.

Bei der Analyse von biomechanischen Versuchen zur Funktion und zum Wirkungsgrad von Anpralldämpfern für Schutzplankenpfosten, entsprechend dem Bild 24 von SCHUELER und MATTERN (1986), zeigte sich, dass neben der Dämpfung und dem Verformungsverhalten auch eine Drehung der Anpralldämpfer am Pfosten einen erheblichen Einfluss auf den Verletzungsschutz des anprallenden Körpers hat, da es je nach relativer Anpralldämpferposition zu einem mehr oder weniger ausgeprägten Abgleiten (Kugellagereffekt) kommt und eine gefährliche Verhakung vermieden wird.

Aus dieser Beobachtung folgt ein Vorschlag, der im vorliegenden Bericht zur Diskussion gestellt wird:

Um die Formaggressivität und auch die Materialaggressivität des Pfostens zu vermindern und den beschriebenen Kugellagereffekt zu bewirken, kann eine (ggf. auch nachträgliche) einfache oder doppelte Umhüllung des Pfostens mit einem duktilen, nicht splitterndem Kunststoffrohr (Innendurchmesser je nach Pfostenquerschnitt 110-120 mm, Materialstärke 2-5 mm) grundsätzlich eine effiziente und

kostengünstige Maßnahme zur Verminderung des Verletzungspotenzials sein.

Bei Verfolgen dieses Ansatzes wären Anforderungen an die Beschaffenheit des Rohres (insbesondere zur nachträglichen Anbringung) sowie Fragen der gesamtheitlichen Wirksamkeit und der Systemkompatibilität zu klären und Systemversuche durchzuführen.

3.8 Das Unfallgeschehen MESFz – Zusammenfassung

Auf der Grundlage der DESTATIS-Daten erfolgte eine Darstellung wesentlicher Gegebenheiten des Unfallgeschehens und der zusammenhängenden Verletzungsschwere von MESFz im Allgemeinen.

Entwicklung der Unfallzahlen: Das Unfallgeschehen MESFz gegenüber dem Unfallgeschehen übriger/anderer Verkehrsteilnehmer (Vkt) stellt sich im Zeitraum 2001 bis 2012 wie folgt dar:

- Abnahme schwer verletzte Aufsassen: 23,9 %, getötete Aufsassen: 38,4 %,
- Abnahme schwer verletzte andere Vkt: 31,6 %, getötete andere Vkt: 50,3 %.

Der geringere Rückgang der Folgen von Unfällen MESFz im Verhältnis zu den Unfallfolgen aller anderen Verkehrsteilnehmer wird deutlich.

Zur Anzahl der Verkehrsunfälle, zum Verhältnis der Beteiligung von Aufsassen MESFz und allen übrigen Verkehrsteilnehmern wurden Darstellungen wiedergegeben, aufgeteilt nach jeweiliger Verletzungsschwere der Verkehrsteilnehmer.

Ermittlung weiterer Zusammenhänge

- Fahrereigenschaft: Der Anteil der aktiv Motorrad fahrenden Frauen beträgt nur etwa 10 bis 15 %.
- Fahrzeuggruppen: Aufsassen von Motorrädern verunglücken 6 bis 10 mal so häufig tödlich wie Aufsassen von Mofas und Mopeds.
- Ortslage: Innerhalb geschlossener Ortschaften verunglücken 2 bis 3 mal so viele Aufsassen MESFz wie außerhalb, Bundesautobahnen eingeschlossen.
- Schutzhelme: Angaben zu Motorradschutzhelmen sind in den DESTATIS-Daten nicht enthalten.

Die Auswertung der GIDAS-Daten wurde in drei Stufen vorgenommen:

1. Gesamtfallzahl der GIDAS-Daten ($n = 3.611$): alle Aufsassen MESFz mit MAIS-Werten ≥ 1 .
2. Definierter Teilumfang ($n = 199$): alle Aufsassen MESFz mit einer Verletzungsschwere $\text{MAIS} \geq 3$, AIS-Werten der Körper-Regionen sowie Daten zur Persönlichen Schutzausrüstung.
3. Definierter Teilumfang ($n = 97$): alle Aufsassen mit $\text{MAIS} \geq 3$, zusätzlich Kopfverletzungen mit $\text{AIS}_{\text{KOPF}} \geq 1$ sowie verfügbare Helmdaten.

Fahrer- und Mitfahrerposition nach Geschlecht

Der Anteil der Frauen in Fahrerposition auf dem Motorrad beträgt im GIDAS-Kollektiv 12,5 %; der Anteil der Männer in Fahrerposition 87,5 %.

Demgegenüber liegt der Anteil der Frauen in Mitfahrerposition auf dem Motorrad bei 60,7 %; der Anteil der Männer beträgt 39,3 %.

Etwa 10 % der Aufsassen benutzten ein MESFz ohne Helm bzw. mit absolut ungeeignetem Helm. Etwa 76 % benutzten einen Integralhelm, etwa 14 % einen Jethelm.

Die Anzahl der Fälle, in denen ein getragener Helm Kopfverletzungen vermieden hat, konnte nicht ermittelt werden.

Ob getragene Schutzhelme im Sinne des Gesetzgebers als geeignet einzustufen waren und in wie viel Fällen die Helme nicht ordnungsgemäß benutzt wurden, konnte wegen fehlender Daten nicht ermittelt werden. Klapphelme wurden nicht explizit erfasst.

Zeitdauer der medizinischen Erstversorgung

In 748 der 900 dokumentierten Unfälle war ein Rettungswagen bzw. medizinische Erstversorgung innerhalb von 20 Minuten vor Ort. In 839 Fällen lag die Zeitdauer bei maximal 30 Minuten; hierbei wurde die vom Erhebungsteam dokumentierte Zeitdauer zwischen Unfallzeit und Meldung des 1. Rettungswagens dokumentiert.

Alkoholbeeinflussung

Unter der Annahme, dass nicht vorhandene BAK-Werte für Nüchternheit sprechen, kann davon ausgegangen werden, dass eine Alkoholbeeinflussung

im GIDAS-Erhebungsgut mit 34 Fällen im Bereich $\text{BAK} < 1,09$ und 42 Fällen im Bereich $\text{BAK} > 1,10$ (zusammen 76 Fälle/2,1 %) keine nennenswerte Auffälligkeit darstellt.

Suizid

Lagen bei der Person Hinweise darauf vor, dass es sich bei dem Unfall um einen Suizidversuch gehandelt haben könnte, so wurde dies bei den GIDAS-Erhebungen angegeben. Dabei war es unerheblich, wie ernsthaft oder erfolgreich die Absicht umgesetzt wurde.

Die Gesamtzahl von $n = 3.611$ Fällen wurde wie folgt verschlüsselt: in 3.525 Fällen: mit 2 = kein Verdacht, in 26 Fällen: mit 9 = unbekannt, in 60 Fällen: mit NA.

Aus diesen Angaben kann gefolgert werden, dass Suizide im Unfallgeschehen MESFz keinen Sonderaspekt darstellen.

Untersuchung der Unfalltypen-Häufigkeit

Von den erfassten Aufsassen verunglückten 74 % ($n = 3.611$) innerhalb der 24 Unfalltypen mit einer Häufigkeit von 1,0-10 %. Diese teilen sich wie folgt auf:

Innerhalb der drei führenden Unfalltypen (mit einem Anteil von 6,00 %; 9,20 % und 10,00 %) verunglückten 907 (25,20 %) der Aufsassen.

Innerhalb der neun häufigsten Unfalltypen (3,00-10 %) verunglückten 1.846 (51,20 %) Aufsassen.

Innerhalb der 15 Unfalltypen im Mittelfeld (1-2,9 %) verunglückten 824 (22,82 %) Aufsassen.

Bei Unfällen mit einer geringeren Unfalltypen-Häufigkeit als 1 % (über 200) verunglückten insgesamt 941 (26 %) Aufsassen; (enthalten: 17 Fälle mit NA oder 99).

Zusammenfassend führt die Untersuchung der Typenhäufigkeit zu zwei wesentlichen Feststellungen:

- Etwa die Hälfte der Aufsassen verunglückt innerhalb von neun häufigen Unfalltypen.
- Das Unfallgeschehen MESFz ist im Übrigen sehr vielfältig – etwa ein Viertel der Aufsassen verunglückt bei Unfalltypen mit einer Häufigkeit von weniger als einem Prozent.

Zum Körperanprall von Aufsassen MESFz gegen Schutzplankensysteme als zu berücksichtigender Sonderfall wurden Anmerkungen gemacht und ein einfaches, sowie preiswertes Schutzsystem in Form einer Kunststoffrohrummantelung von Schutzplankenpfosten wurde zur Diskussion gestellt.

Das Verletzungsgeschehen, Ergebnisse zu Verletzungen des Kopfes und der Halswirbelsäule

Kopfverletzungen wurden bei etwa der Hälfte der 199 untersuchten Unfälle von MESFz festgestellt, überwiegend bei benutztem Schutzhelm.

Hierbei lagen in 18 % der Fälle die führenden Verletzungen am Kopf. In 48 % der Fälle blieb der Kopf unverletzt bei sonstigen schweren bis schwersten/tödlichen Verletzungen am Körper.

Die Anzahl der Fälle, in denen ein getragener Helm Kopfverletzungen vermieden hat, konnte nicht ermittelt werden.

Schwere bis lebensbedrohliche Verletzungen der Halswirbelsäule sind mit 2,5 % relativ selten.

In 81 % blieb die HWS unverletzt bei sonstigen schweren bis schwersten/tödlichen Verletzungen am Körper.

Verletzungen des Thorax, Abdomens, Beckens und der Extremitäten wurden ebenfalls untersucht (s. Kapitel 3.3.4).

Die grundsätzliche Konstruktion von Motorradhelmen ist in den letzten 30 Jahren quasi unverändert geblieben. Erkennbare Weiterentwicklungen sind in der aktiven Helmsicherheit, in der Qualität von Visieren und in der Entwicklung von Klapphelmen zu nennen.

Aus der Analyse der GIDAS-Daten (n = 3.611) können Feststellungen bezüglich des Helmtrageverhaltens wie folgt zusammengefasst werden:

- Ca. 75 % der Aufsassen von MESFz benutzten einen Integralhelm, 14 % einen Jethelm, 5 % einen sogenannten Halbschalenhelm, 1 % sonstige (ungeeignete) Helme und 5 % der Aufsassen fuhren ohne Helm.
- Demnach waren ca. 10 % der Aufsassen ohne bzw. mit absolut ungeeigneten Halbschalenhelmen unterwegs.

Anprallgeschwindigkeiten des behelmteten Kopfes wurden von verschiedenen Autoren und in eigenen

Untersuchungen bis in den Bereich von über 20 m/s (72 km/h) beobachtet und berichtet.

Die Daten des COST-327-Projektes machten deutlich, dass die Schwere von Kopfverletzungen stark abhängt von der Anprallgeschwindigkeit: So wurde bei 18 km/h (Mittelwert) eine Verletzungsschwere entsprechend AIS 1, bei 50 km/h eine solche entsprechend AIS 2-4 und ab 57 km/h entsprechend AIS 5-6 registriert.

Bereits in einem Bereich von 10 m/s (36 km/h) ist beim Anprall des behelmteten Kopfes gegen harte Strukturen die Schutzfähigkeit heutiger Motorrad-schutzhelme weitestgehend erschöpft.

Für eine Änderung der in der UN-R 22/05 festgelegten Anprallgeschwindigkeiten von 7,5 m/s (Helm-schale/Kalotte) und 5,5 m/s (Kinnbügel) gibt es unter Berücksichtigung der in dieser Regelung für den Anpralltest vorgegebenen Prüfbedingungen und Kriterien sowie der aktuellen Erkenntnisse der Unfallforschung derzeit keine wissenschaftlich begründbaren Argumente. Eine Erhöhung würde die Gefahr einer zunehmenden (biomechanisch inkompatiblen) Helmhärte mit sich bringen, eine Verringerung würde vermutlich das Unfallgeschehen schlechter abbilden.

Im Zuge einer Überarbeitung der UN-R 22/05 kann es jedoch zu Änderungen oder zu einer Erweiterung der Anprallgeschwindigkeiten bei der Durchführung von Anpralltests kommen.

Einflussparameter können hierbei sein:

- Erhöhung und/oder Erweiterung der Schutzwirkung von Motorradschutzhelmen,
- neue Untersuchungsergebnisse der Motorrad-unfallforschung und/oder der Trauma-Biomechanik,
- Änderung und/oder Erweiterung der Prüfkriterien und deren Wertegrenzen,
- Einfluss von Aufbau, Komponenten und Durchführung des Anprall-Prüfversuches.

Zur Ermittlung der Häufigkeitsverteilung von Lage, Ausprägung und Energieeintrag unfallbedingter Anprallspuren am getragenen Helm wurden 97 Datensätze mit verfügbaren Sektorenverschlüssen ausgewertet.

Die Analyse aller Zustandskriterien an den 97 Helmen ergab, dass belastbare Aussagen zur Häufig-

keitsverteilung von Lage, Ausprägung und Energieeintrag solcher Einwirkspuren auf der Grundlage der vorliegenden Helmdaten nicht zu erarbeiten waren.

Schwerpunkte können nicht angegeben werden, zumal zwischen äußeren Anprallspuren (an der Helmschale) und inneren Anprallspuren (an der Schutzpolsterung) unterschieden werden muss, was in der Literatur und auch in den GIDAS-Daten nicht erfolgte. Bezüglich des Helmdomes (Sektor 35) können seltene Anprallereignisse als gesicherte Feststellung mitgeteilt werden.

Nach den Ergebnissen des COST-327-Projektes sind die unfallbedingten Anprallspuren relativ gleichmäßig um den Helm herum verteilt.

Die Geeignetheit und die ordnungsgemäße Nutzung von Motorradschutzhelmen wurden bei der GIDAS-Datenerhebung nicht erfasst.

4 Schutzhelme – Bauformen, Theorie, Auswertungen, Optimierung

Motorradschutzhelme sind in Deutschland im öffentlichen Verkehrsraum gesetzeskonform, wenn sie die Kriterien der Geeignetheit erfüllen. Diese Kriterien sind erfüllt, wenn ein Helm nach der UN-R 22 typgeprüft wurde oder wenn ein Helm äquivalenten Mindestanforderungen einer anderen Regelung genügt und ferner keine gebrauchsbedingten Beschädigungen, Funktionsmängel oder sonstige Veränderungen aufweist – siehe auch Kapitel 4.2.

Nachfolgend wird in knapper Form eingegangen auf die unterschiedlichen Helmtypen, auf den grundsätzlichen Aufbau und die Helmfunktion, auf mögliche nachteilige Wirkungen und missbräuchliche Nutzung (misuse) von Schutzhelmen sowie auf Aspekte des physikalisch-technischen sowie traumatomechanischen Geschehens beim Anprall des helmbedeckten Kopfes.

4.1 Bauformen, prinzipieller Aufbau und Funktion

4.1.1 Helmtypen

Je nach Bauform sind folgende Helmtypen zu unterscheiden:

- Halbschalenhelme einschl. der sogenannten Braincaps – (nicht UN-R 22 geprüft, ungeeignet! s. o.),
- Jethelme,
- Integralhelme,
- Klapphelme.

4.1.2 Aufbau (Terminologie)

- Helmaußenschale bestehend aus thermoplastischem oder duroplastischem Material;
- Schutzpolsterung, in der Regel gefertigt aus ca. 20-35 mm dickem expandiertem Polystyrol-Hartschaum (EPS) als wesentlichem Element der Impakt-Dämpfung;
- Tragepolsterung aus textilkaschiertem Weichschaum für ein angenehmes Tragen des Helmes (häufig ausknöpfbar);
- Trageeinrichtung umfasst alle Komponenten, die geeignet sind, den Helm sicher und lagegerecht am Kopf zu befestigen. Die Trageeinrichtung kann eine Vielfalt unterschiedlicher Helmschließen aufweisen (in der Regel Nylon-Kinnriemen mit sogenanntem Ratschenverschluss);
- bei Klapphelmen sind in der Regel sowohl ein Kinnriemen wie auch der auf- bzw. zuklappbare Kinnbügel vorhanden, der in geschlossenem Zustand bei den meisten Helmen rechts und links einrastet. Klapphelme nach Stand der Technik weisen zunehmend am Kinnbügel eine zentrale Öffnungstaste auf.

4.1.3 Funktion

Bei der Schutzwirkung von Motorradschutzhelmen besteht eine (unter biomechanischen Aspekten noch weiter optimierbare) Aufgabenteilung insofern, als die Außenschale

- vor Penetration scharfkantiger Gegenstände schützen und
- den Anprall des behelmteten Kopfes hinsichtlich der gegebenen Einwirkung mehr oder weniger flächig an die Schutzpolsterung weiterleiten soll.

Die Schutzpolsterung (SP), die je nach Helmbauart aus mehreren Teilen bzw. mehrschichtig

aufgebaut sein kann, stellt gewissermaßen die Knautschzone des Helmes dar. Insbesondere der Zustand der Schutzpolsterung gibt Aufschluss über den Ablauf, die Einwirkrichtung, den Energiegehalt (Kompression, Form-, bzw. Volumenänderung, An- u. Durchbruchlagen) sowie ggf. die Anzahl von Einwirk- bzw. Verletzungsphasen des Kopfes.

4.1.4 Sicherheitskategorien

Die Gesamtsicherheit von Motorradschutzhelmen kann wie folgt systematisch unterteilt werden.

- primäre oder aktive Sicherheit zur Unfallvermeidung; ein Teil der aktiven Sicherheit ist die sogenannte Komfort-Sicherheit,
- sekundäre oder passive Sicherheit zur Minderung und Vermeidung von Verletzungen (zum Teil konstruktiv gekennzeichnet durch herstellerspezifische Sondersysteme),
- Tertiäre- oder Rettungssicherheit zur zeitnahen (golden hour) schonenden und qualifizierten medizinischen Erst- und klinischen Versorgung (z. B. Rider-eCall ...).

4.2 Zur Frage der Geeignetheit von Motorradschutzhelmen

In der Straßenverkehrsordnung (StVO, BGBl, Teil I (Nr.12 vom 01. 03. 2013)), § 21a, Absatz 2 fordert der Gesetzgeber:

„Wer Krafträder oder offene drei- oder mehrrädriige Kraftfahrzeuge mit einer bauartbedingten Höchstgeschwindigkeit von über 20 km/h führt sowie auf oder in ihnen mitfährt, muss während der Fahrt einen geeigneten Schutzhelm tragen. Dies gilt nicht, wenn vorgeschriebene Sicherheitsgurte angelegt sind.“

Von einem geeigneten Schutzhelm kann im Einzelfall dann ausgegangen werden, wenn dieser

- ausweislich einer fälschungssicheren Typprüfkennzeichnung entsprechend der UN-Regelung 22 oder einer äquivalenten Regelung oder Prüfnorm geprüft wurde oder
- den Mindestanforderungen der UN-R 22 oder einer äquivalenten Regelung oder Prüfnorm entspricht und

- ferner seine Geeignetheit nicht verloren hat
 - durch unzutreffende Auswahl hinsichtlich der passenden Helmgröße oder
 - vorausgegangene mechanische oder thermische Einwirkungen oder
 - durch alterungsbedingte Veränderungen.

4.3 Beanspruchungsarten, Begriffe, Größen, Grenzenergie

Bezüglich der Schutzfunktion besteht im Unfallgeschehen die Situation, dass der verunfallte Motorradfahrer mit dem behelmten Kopf gegen eine Kollisionsstruktur prallt.

Hierbei kommen zum einen die Kollisionsstruktur in ihrer spezifischen strukturellen Ausprägung zur Wirkung und zum anderen der flächig oder auch linienartig, seltener punktuell beaufschlagte Schutzhelm mit einer inneren Kopfmasse von 4-5 kg.

Definition der Beanspruchungsart

Um die Entstehung helmgedeckter Schädel-Hirn-Traumata besser zu verstehen sowie zielführende Erkenntnisse zur Gestaltung und biomechanischen Kompatibilität von Motorradschutzhelmen zu gewinnen, kann es sinnvoll sein, die Beanspruchungsarten (translatorische Verzögerung/linear impact) eines Motorradschutzhelmes beim Anprall des helmgeschützten Kopfes grundsätzlich in drei Situationen einzuteilen:

- a) Kritischer Anprall: Die Anpralldämpfung (Niveau der Energieaufnahme, einschlägige Werte von Material und Struktur) des belasteten Helmes und des einwirkenden Anprallbereiches liegt in der gleichen Größenordnung (→ Helm und Anprallbereich nehmen Energie auf).
- b) Hypokritischer Anprall: Die Anpralldämpfung (Niveau der Energieaufnahme, einschlägige Werte von Material und Struktur) des belasteten Helmes liegt niedriger als die des einwirkenden Anprallbereiches; (→ Der Helm nimmt mehr Energie auf als der Anprallbereich).
- c) Hyperkritischer Anprall: Die Anpralldämpfung (einschlägige Werte von Material und Struktur) des belasteten Helmes liegt höher als die des einwirkenden Anprallbereiches (→ Der Anprallbereich nimmt mehr Energie auf als der Helm).

Zusätzlich können Rotationsbeschleunigungen auf den Helm wirken, die auf den Kopf übertragen werden, wodurch es zu Relativbewegungen des Gehirnes in seiner Lagerumgebung kommen kann. Folge können dann wiederum vornehmlich Scherkräfte sein, durch die z. B. Brückenvenen belastet und ggf. durchtrennt werden.

Einwirkdauern liegen beim kritischen Helmanprall (Verformungswiderstand der Kollisionsstruktur > Verformungswiderstand Helm) und bei Messungen zur Prüfung von Kraftfahrerschutzhelmen nach UN-R 22 bei Werten von 8-15 ms.

Typische Energieeinträge liegen bei der Prüfung von Kraftfahrerschutzhelmen im Bereich von 150-200 J, wobei die auftretenden Energiedichten wegen relativer Flächigkeit des Anpralles bei sehr geringen Werten (0,05 J/mm²) liegen.

Die in der UN-R 22 derzeit genannten Maximalwerte betragen bei einer Fallhöhe von 7,5 m für die

- translatorische Beschleunigung: 275 g (Spitzenwert/peak Value) und für das
- Head Injury Criterion (HIC) den Wert: 2.400.

Nachfolgend ein Beispiel (ohne Bezug auf die Regelung UN-R 22):

Die Energie berechnet sich mit

$$E_G = \frac{1}{2} m \cdot v^2$$

Unter der Vorgabe einer Masse des behelmten Kopfes von 4,5 + 1,5 = 6 kg und einer Anprallgeschwindigkeit von 36 km/h (10 m/s) folgt:

$$E_G = \frac{1}{2} 6 \text{ kg} \cdot \left(10 \frac{\text{m}}{\text{s}} \right)^2$$

Die Energie E_G beträgt beim Anprall des behelmten Kopfes mit einer Geschwindigkeit von 10 m/s (Hundert-Meter-Sprint) gegen ein starres Hindernis:

$$E_G = 300 \text{ J}$$

Anmerkung: Beim Sturz in der Badewanne aus stehender Position und Aufschlagen des Kopfes an der Oberkante der Badewanne kann es (laut Beobachtungen der Rechtsmedizin) bereits zu tödlichen Kopfverletzungen kommen ($E_{\text{Sturz}} = \text{ca. } 50\text{-}70 \text{ J}$).

4.4 Nachteilige Wirkungen und missbräuchliche Nutzung von Schutzhelmen

Mögliche nachteilige Wirkungen von Motorrad-schutzhelmen

Genereller Zielkonflikt des Helmes: Der Schutzhelm als Teil der persönlichen Schutzausrüstung zur Vermeidung und Minderung von Kopfverletzungen ermöglicht erst Fahrgeschwindigkeiten, die ohne Schutzhelm vermieden würden, und bewirkt somit ein erhöhtes Verletzungspotenzial!

Vergrößerung des Kopfdurchmessers um ca. 6-9 cm in Frontalebene, quer/längs.

Gefahr: Hängenbleiben mit dem Helm, z. B. bei der Unterrutschung von Schutzplanken.

Erhöhung der Kopfmasse um ca. 800 bis 2.300 g (ohne Helmanbauten (z. B. Aktion-Kamera).

Gefahr: Erhöhung der trägen Masse des Kopfes und damit Gefahr von Verletzungen im Bereich der Halswirbelsäule und der Schädelbasis verursacht durch erhöhte trägheitsbedingte Zugkräfte.

Die Nutzung von integrierten Sonnenblenden in nicht angepassten Situationen (z. B. Einfahrt in ein Tunnel) kann eine Unfallgefahr darstellen.

Missbräuchliche Nutzung (misuse) von Motorradschutzhelmen

Falsche Helmauswahl hinsichtlich Größe und/oder Passform.

Nicht ordnungsgemäße Nutzung in Form zu lose oder offen gelassener Kinnriemen oder nicht sachgemäßen Aufsetzens.

Sichtbeeinträchtigung durch verkratzte, getönte Visiere und/oder Sonnensvisiere.

Überalterung von Schutzhelmen (Richtwert: Helm älter als 5 Jahre).

5 Fälschungssichere Kennzeichnung von Helmen

Fälschungssichere Homologationskennzeichnungen bezüglich einer Typprüfung gemäß der UN-R 22 sind hinreichende Voraussetzung des Nachweises der Geeignetheit von Motorradschutzhelmen.

Die derzeitige Kennzeichnung gemäß der Fassung der UN-Regelung 22/05 durch Einnäher am Kinnriemen wird als nicht ausreichend fälschungssicher eingestuft.

Anforderungen an eine solche Kennzeichnung sind neben der Fälschungssicherheit:

- Haltbarkeit und Erkennbarkeit der Kennzeichnung abgestimmt auf die Lebensdauer des Schutzhelmes,
- Anbringung ohne die Gefahr mechanischer Beeinträchtigung oder chemischer Reaktionen mit Teilen der Helmstruktur oder des Helmmaterials,
- Anbringung resistent gegen klimatische Einflüsse (Temperatur, Luftfeuchte),
- Ort der Anbringung am Helm (z. B. zur Kontrolle im fließenden Verkehr),
- Art der Anbringung (mechanische Verbindung auch eingenäht, Klebeverbindung),
- Datengehalt der Kennzeichnung (z. B. Regelung/Revision, Prüfstelle, Helmtyp, Herstelldatum, integrierte Sonnenblende u. a.),
- Sonderfälle der Kennzeichnung z. B. bei Modularhelmen (Klapphelmen) bei wahlweiser Verwendung als Integral- oder Jethelm: Kennzeichnung beider System-Module (Kalotte und Kinnenteil),
- ggf. Redundanz der Kennzeichnung – z. B. im Helminneren oder zwischen Außen- und Innenschale) – letzteres wäre nur erkennbar bei zerstörender Untersuchung des Helmes.

Unter den gegebenen Anforderungen wurden gemeinsam mit der Industrie (Mitarbeitern der Fa. Schuberth Holding, Magdeburg) zahlreiche Möglichkeiten auf Machbarkeit, Qualität und Kosten diskutiert.

Hieraus ergaben sich als Vorauswahl die vier nachfolgend aufgeführten, zum Teil in der Praxis bereits eingesetzten Verfahren:

1. selbstklebendes Etikett, nicht rückstandsfrei zu entfernen,
2. selbstklebende Prüfplakette (wie auf amtlichen Kfz-Kennzeichen),
3. Aufkleber mit Hologramm (z. B. wie nach Standard 8860-2010 der FIA) sowie
4. Radio Frequency Identification (RFID-)Chip.

5.1 Selbstklebendes Etikett

Das selbstklebende Etikett findet als fälschungssicherer Aufkleber z. B. in Australien entsprechend dem australischen Standard (Bild 25) und in den Vereinigten Staaten von Amerika (Bild 26) nach Vorgaben des Departments of Transport (DoT, FMVSS 218) Anwendung.

In Bild 26 ist ein weiteres Beispiel eines fälschungssicheren Aufklebers – selbstklebendes Etikett gemäß Vorauswahl 1 zu sehen.

Bild 26 zeigt den Aufkleber entsprechend den Vorgaben des Departments of Transport (DOT, USA) vorgeschrieben im FMVSS 218 mit Angaben zum Helmtyp und dessen Zertifizierung.

5.2 Selbstklebende Prüfplakette

Diese selbstklebende Prüfplakette, die auf amtlichen Kennzeichen von Kraftfahrzeugen zum Nachweis der Zulassung oder der Hauptuntersuchung gemäß § 29 eingesetzt wird, kann ebenfalls nicht zerstörungsfrei entfernt werden und hat sich offensichtlich bisher bewährt.

5.3 Aufkleber mit Hologramm

Das Hologramm (Bild 27) gemäß Standard 8860-2010 der Federation Internationale de l'Automobile (FIA) kann nur mit technologisch aufwendigen Methoden reproduziert und nicht zerstörungsfrei entfernt werden!

5.4 Radio Frequency Identification Chip

Der Radio Frequency Identification Chip (RFID-Chip) wird derzeit bereits bei der Helmherstellung zur individuellen Kennzeichnung hochwertiger Schutzhelme verwendet.

RFID-Chips können nur mittels spezieller Hardware elektronisch ein- und ausgelesen werden. Der Einsatz eines RFID-Chips zur fälschungssicheren Kennzeichnung von Motorradschutzhelmen ist wegen des Aufwandes und relativ hoher Kosten eine weniger wahrscheinliche Lösung.

Bild 28 zeigt einen helmapplizierten RFID-Chip.

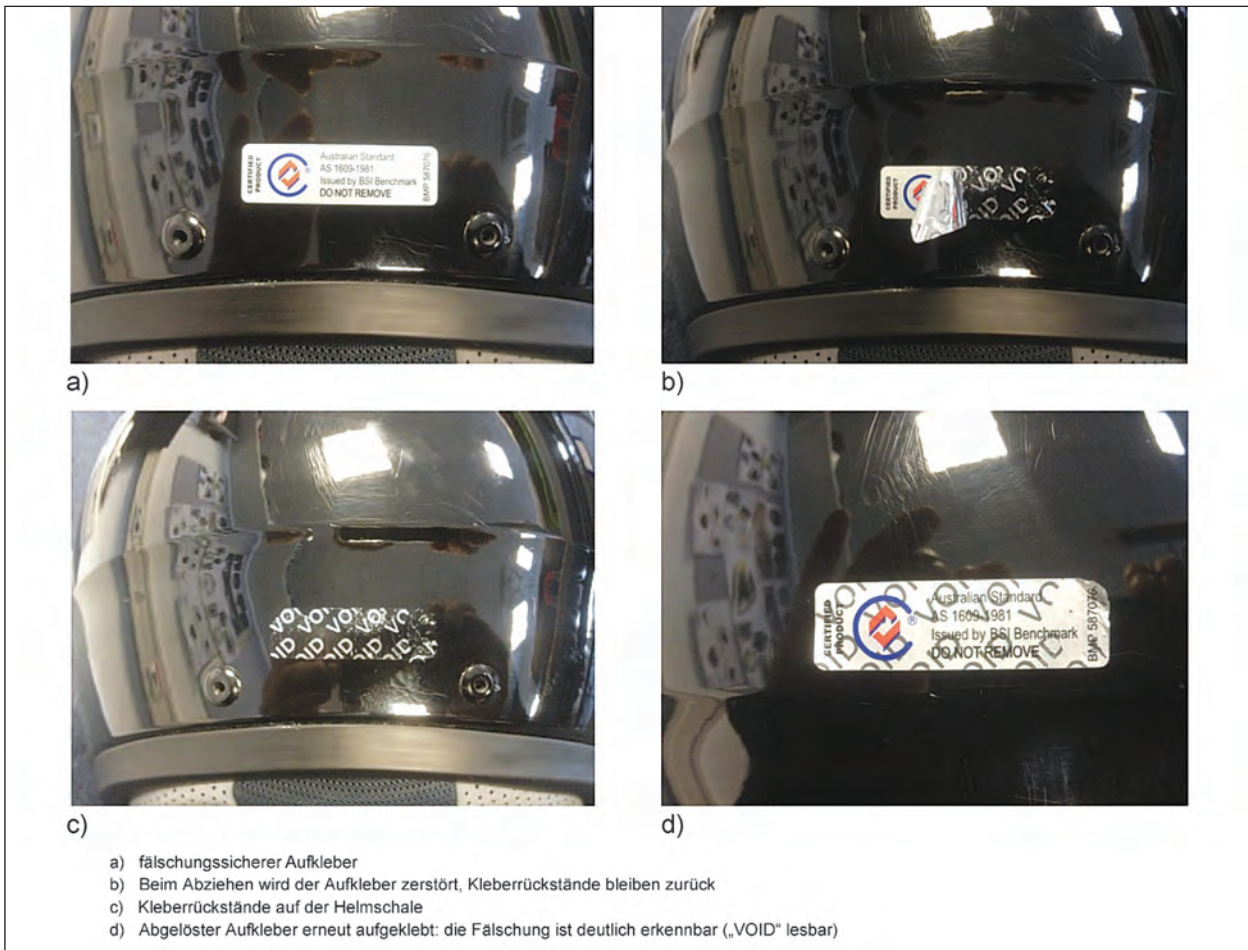


Bild 25: Fälschungssicherer Aufkleber entsprechend dem australischen Standard (Quelle des Bildes und aller weiteren, in diesem Kapitel wiedergegebenen Abbildungen ist das Archiv der Fa. Schubert GmbH, Magdeburg)



Bild 26: Fälschungssicherer Aufkleber entsprechend FMVSS 218



Bild 28: RFID-Chip, oben: im Helm angebracht, unten: RFID durchleuchtet



Bild 27: Hologramm gemäß FIA-Standard 8860-2010

5.5 Auswahlergebnis, Lösungsvorschlag

Unter Berücksichtigung aller Anforderungskriterien wird als fälschungssichere Kennzeichnung von Motorradschutzhelmen ein entsprechend gestaltetes, selbst klebendes, ggf. auch nicht rückstandsfrei entfernbare Etikett oder eine selbst klebende Prüfplakette wie auf amtlichen Kfz-Kennzeichen an erster Stelle eingestuft. Ein Hologramm erscheint nicht erforderlich. Mehrfachkennzeichnungen, z. B. an Modularhelmen (Klapphelmen), sowie redundante Kennzeichnungen sind zu diskutieren.

6 Kopfverletzungskriterien

Nachfolgend werden derzeitige Kopfverletzungskriterien systematisch, d. h. geordnet nach ihrem kinematischen Zusammenhang, ihren physikalischen Bezugsgrößen und ihren weiteren Grundlagen (Simulationsmodelle) aufgeführt und kritisch bewertet.

Ferner wird diskutiert, ob diese bei der Beurteilung und Einstufung des Verletzungsschutzes von Motorradschutzhelmen herangezogen werden können.

Wegen der andauernden und berechtigten Diskussion der Bedeutung von Rotationsbeschleunigungen des Kopfes hinsichtlich der Verursachung von Kopfverletzungen wird eine themenbezogene Literaturlauswertung in Kapitel 6.2 eingefügt.

6.1 Verletzungskriterien auf Grundlage von Translationsbeschleunigungen

Seit den 1970er Jahren hat sich das Verständnis der Biomechanik bezüglich Kopfverletzungsmechanismen geändert. Eines der Hauptprobleme besteht darin, dass ein Funktionsausfall nicht zwingend mit einer strukturellen Schädigung von betroffenen Gewebeanteilen verbunden sein muss. Dennoch ist eine Verletzung immer die Folge der Überschreitung von Verträglichkeitswerten des gefährdeten Gewebes durch eine spezifische Belastung.

Obwohl die Verträglichkeitsgrenzen unterschiedlicher Bereiche des Schädel-Hirn-Systems schon sehr lange untersucht werden, wurden dennoch in der Regel die Gesamtbeschleunigung und die

Dauer der Einwirkung zur Beschreibung der Einwirkungsschwere auf den Kopf herangezogen.

In früheren Untersuchungen wurden häufig solche Verletzungsprädiktoren vorgeschlagen, die sich global nur auf translatorische oder rotatorische Kopfbewegungen beziehen.

6.1.1 Maximale Translationsbeschleunigung des Kopfes

Häufig wird der Spitzenwert (Peak-value) der maximalen resultierenden Translationsbeschleunigung a_{\max} (auch als lineare Beschleunigung bezeichnet) des Kopfes als Kopfverletzungskriterium eingesetzt. Die Wertegrenze für a_{\max} hängt (wegen ihrer Zeitabhängigkeit) im Einzelfall von der Art der Belastung ab. Seit vielen Jahren wird die maximale Translationsbeschleunigung verwendet, so auch weiterhin in zahlreichen Helm-Standards.

Die maximale resultierende Translationsbeschleunigung a_{\max} ist hierbei kleiner als ein Wert N , wobei N als vorgegebener Wert in der jeweiligen Norm festgelegt ist.

Eine Modifizierung der maximalen resultierenden Translationsbeschleunigung a_{\max} ist der 3-ms-Wert, der den Beschleunigungswert in einem 3-ms-Zeitfenster wiedergibt. Auch wenn hierbei eine Art von Zeitdauer betrachtet wird, gelten für dieses Kriterium die gleichen Einschränkungen. Anzumerken ist, dass der 3-ms-Wert aus der WST-Curve abgeleitet wurde und einen Beschleunigungswert von 80 g (GOT et al., 1978) nicht überschreiten sollte.

6.1.2 Die Wayne State Tolerance Curve

Die Wayne State Tolerance Curve gilt als Grundlage der Forschungsarbeiten zu den Verletzungskriterien des Menschenkopfes. Diese Kurve entwickelte sich aus den Arbeiten von LISSNER et al. (1960), GURDJIAN et al. (1953a, 1961) und PATRICK et al. (1963). Sie gibt die Wertegrenzen der Verträglichkeit von Durchschnittswerten der Beschleunigung in Anterior-Posterior-(A-P-)Richtung als Funktion der Einwirkdauer wieder (siehe Bild 29).

Bei der Gewinnung der Kurve wurden nur solche translatorische Beschleunigungen berücksichtigt, die aus unterschiedlichen Versuchen mit Probanden, Tieren und PMHS zur Verfügung standen. Als erträgliche Verletzung wurde eine leichte Gehirnerschütterung ohne jegliche Spätfolgen definiert.

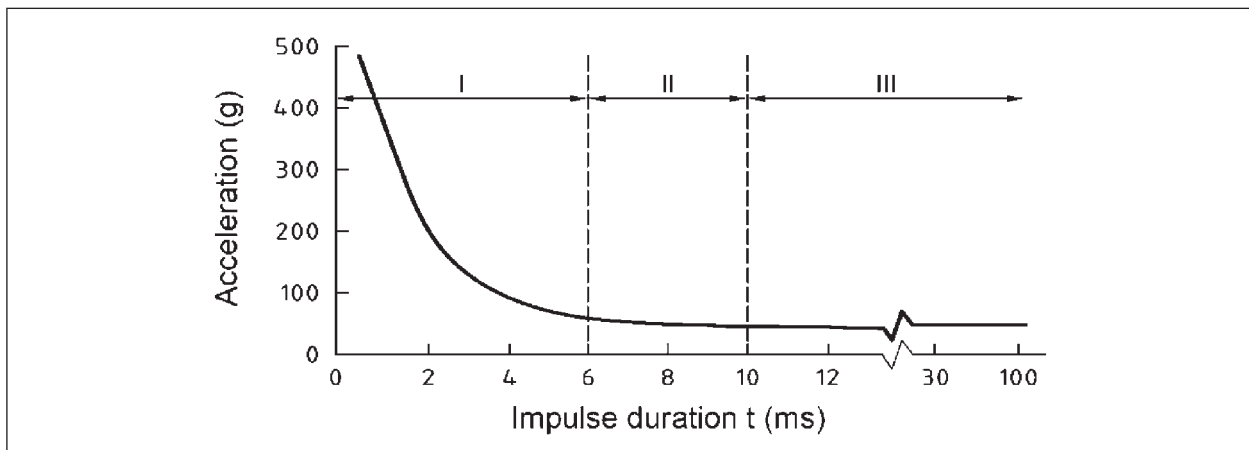


Bild 29: Einteilung der Wayne-State-Verträglichkeitskurve in Zeitabschnitte der Impulsdauer

Eine grundlegende Annahme bei der Kurvenkonstruktion bestand darin, dass höhere Beschleunigungen Kopfverletzungen bereits in einer kurzen Zeitdauer erzeugen, wogegen niedrigere Beschleunigungen erst in längeren Zeitabschnitten zu Verletzungen führen.

M. BEUSENBERG (1991) teilte die Wayne-State-Verträglichkeitskurve in drei Zeitabschnitte (Zeitdauer der Einwirkung/Impulsdauer) ein:

- Bereich I: kurze Zeitdauer der Einwirkung ($2 \text{ ms} < t < 6 \text{ ms}$) nach Ergebnissen von PMHS-Versuchen (Verletzungskriterium Schädelbruch),
- Bereich II: mittlere Zeitdauer der Einwirkung ($6 \text{ ms} < t < 10 \text{ ms}$) nach Ergebnissen von Tierversuchen (Verletzungskriterium: Gehirnerschütterung (engl.: Concussion of the brain)) sowie nach Ergebnissen von PMHS-Versuchen (Verletzungskriterium: Intracranialdruck),
- Bereich III: relativ lange Zeitdauer der Einwirkung ($t > 10 \text{ ms}$) nach Ergebnissen von Versuchen mit Probanden. Bei diesen Versuchen erfolgten keine Kopfanpralle und es wurden insgesamt keine Verletzungen registriert.

Eine Validierung der Wayne-State-Verträglichkeitskurve erfolgte für den Menschen in vivo bisher nur im Bereich relativer Langzeiteinwirkungen der Beschleunigung.

LISSNER et al. gingen davon aus, dass bei gleicher vorgegebener Zeitdauer der Einwirkung bei Beschleunigungswerten oberhalb des Kurvenzuges Verletzungen entstünden (Überlebensrisiko), wogegen Beschleunigungswerte unterhalb der Kurve, allenfalls unter den Zeichen einer folgenlosen

Gehirnerschütterung, zu ertragen seien (Verträglichkeitsbereich).

6.1.3 Der Gadd Severity Index

1966 schlug GADD (Mitarbeiter von General Motors) ein auf der WSTC basierendes Verletzungskriterium vor, welches ursprünglich Severity Index (SI) und später Gadd-Severity-Index (GSI) genannt wurde.

Als Basis dieses Verletzungskriteriums wurde die Fläche unter dem Kurvenverlauf $a(t)$ festgelegt.

Um zu vermeiden, dass unkritische Beschleunigungswerte über eine längere Zeitdauer genauso bewertet werden wie verletzungskritische Beschleunigungswerte über eine kürzere Zeitdauer (bei gleichem Flächenintegral), wichtete GADD den Integralwert der Beschleunigung mit dem Exponenten 2,5.

Als Wertegrenze für schwere Kopfverletzungen (serious: AIS = 3) bei frontaler Einwirkung gab GADD einen Severity-Index-Wert von 1.000 an: „In our work we have been using a numerical value of 1.000 for the threshold of serious internal head injury in frontal impact recorded in terms of g's“.

Nachfolgend ist die Formel des SI wiedergegeben:

$$GSI = \int_T a(t)^{2,5} dt$$

In der Formel bedeuten T die Gesamtdauer des Einwirkungspulses und $a(t)$ die Beschleunigung als Funktion der Zeit im Masseschwerpunkt des Kopfes [Quelle: GADD (1966) Use of a Weighted Impulse

Criterion for Estimating Injury Hazard, 10th Stapp Car Crash Conference, SAE Nr. 660793].

Allerdings konnte der Nachweis geführt werden, dass für ungewöhnliche Pulsformen innerhalb des Pulsverlaufes größere Werte eintreten können als für den Gesamtpuls.

Der GSI wurde wissenschaftlich angezweifelt (SLATTENSCHKE und TAUFFKIRCHEN, 1970), da er nicht unerheblich von der WSUTC abweicht.

Schließlich kam man zum Ergebnis, dass der maximale Wert innerhalb des Pulsverlaufes als Kopfverletzungskriterium anzunehmen sei. Aus dieser Sichtweise entstand das Head Injury Criterion (HIC).

6.1.4 Das Head Injury Criterion, HIC

Im Jahr 1971 schlug Versace auf der 15^{ten} Stapp Car Crash Conference (SAE 710881) eine Modifikation des GSI vor und definierte diese als Kopfverletzungskriterium, das sogenannte Head Injury Criterion (HIC); dabei sollte vor allem auch die Pulsform (average acceleration pulse) in die Gewichtung eingehen.

Der HIC-Wert wird ebenfalls auf der Grundlage des Verlaufes von $a(t)$ und in der Regel nach der Mertz-Weber Methode errechnet.

Im Gegensatz zum GSI sollte der Focus auf dem Teil der Einwirkung liegen, der das größte Risiko für das Auftreten von Hirnverletzungen darstellt. Als Kriterium für das Auftreten einer Commotio cerebri wird ein festgelegter HIC-Wert von 1.000 herangezogen.

Die Definition des HIC lautet wie folgt:

$$HIC = \left[\left(\frac{1}{t_2 - t_1} \cdot \int_{t_1}^{t_2} a_{res} \cdot dt \right)^{2,5} \cdot (t_2 - t_1) \right]_{\max}$$

In der Formel bedeuten t_1 und t_2 [ms] Beginn und Ende eines Zeitfensters im Anprallverlauf und a die resultierende Beschleunigung im Massenschwerpunkt des Kopfes.

Es findet nur die translatorische Beschleunigung des Kopfes und deren Zeitdauer Berücksichtigung; das Toleranzkriterium gilt nur für Stoßbelastungen in der Sagittalebene (VERSACE, 1971).

Eine Wertemaximierung innerhalb eines Zeitfensters war in der Urform des HIC nicht vorgesehen.

Schon kurz nach Einführung des HIC wurde Kritik bezüglich des nicht definierten Zeitintervalls in der HIC-Formel laut.

Nach eingehender Diskussion wurde zwischen zwei Zeitpunkten t_1 und t_2 ein Zeitfenster definierter Zeitdauer festgelegt innerhalb dessen das HIC gemäß Formel einen Maximalwert annehmen soll.

Nach einer analytischen Untersuchung von CHOU & NYQUIST (1974) sind das HIC- und der GSI-Wert für Rechteck-Beschleunigungsimpulse gleich. Bei anderen Beschleunigungsprofilen (Pulsformen) ist der HIC-Wert stets kleiner.

Ferner ist bekannt, dass Zeitverläufe der Beschleunigung mit gleichem Spitzenwert, aber unterschiedlichen Zeitdauern unterschiedliche Verletzungen zur Folge haben können. Hierin liegt eine Eigenart des zeitabhängigen HIC als Verletzungskriterium mit Spitzenwertbereichen der translatorischen Beschleunigung.

HODGSON und THOMAS (Wayne State University) schlugen 1972 vor, das HIC-Zeitintervall innerhalb $a(t)$ auf maximal 15 ms zu beschränken, auch dann, wenn der HIC-Wert die Wertegrenze von 1.000 bei einem längeren Zeitintervall überschreiten sollte.

Grundlage für diese Aussage war die Annahme, dass nur kurzzeitige Beschleunigungsimpulse, wie sie beim Auftreffen auf harte Oberflächen entstehen, Gehirnerschütterungen erzeugen können.

„The authors hypothesize that, if a head impact does not contain a critical HIC interval of less than 0.015 s, it should be considered safe as far as cerebral concussion is concerned“ [HODGSON, V. R.; THOMAS, L. M. (1972) Effect of Long Duration Impact on Head; 16th Stapp Car Crash Conference, Detroit/USA; SAE 720956].

Diese Sichtweise gründete sich auf der Überprüfung von Verletzungsereignissen, bei denen Gehirnerschütterungen als Verletzungsfolge nachweisbar waren.

Die Wertegrenze von 1.000 wird immer noch diskutiert, da Kopfverletzungen bei HIC-Werten von 500 nachweisbar waren, wogegen bei HIC-Werten von 3.000 keine nennenswerten Verletzungen zu beobachten waren.

In Fällen ohne auftretenden Kontakt zwischen Fahrzeugstrukturen und Kopf sollte nicht das HIC, sondern ein Halsbelastungskriterium genutzt werden:

„HIC should not be used to define acceptable belt restraint performance in the absence of head impact. In such non-impact cases neck loading should be used“. Ferner stuften sie einen HIC-Wert von 1.500 als zu hoch ein [Quelle: PRASAD, P., MERTZ, H. J. (1985) as statement of the Position of the United States delegation to the ISO Working group 6 on the use of HIC in the automotive environment; SAE Tech. Paper Series 851246].

Erst 1986 wurde das Zeitintervall des HIC in der FMVSS 208 „frontal protection“ auf maximal 36 Millisekunden erweitert KLEINBERGER et al. (1998) Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems, NHTSA).

Das HIC lässt Rotationsbeschleunigungen als Verletzungsursache außer Betracht.

Rotationsbeschleunigungen des Kopfes werden jedoch immer wieder als vorrangige Verletzungsursache für verschiedene Ausprägungen unterschiedlicher Gehirnverletzungen diskutiert, insbesondere akutes SDH und DAI; [HOLBOURN (1943); ADAMS et al. (1983); GENARELLI et al. (1987)].

Schließlich zeigten MARJOUX et al. (2006), dass das HIC nur eine schwache Korrelation mit beobachteten Kopfverletzungen aufweist.

Im Zusammenhang mit der Bearbeitung des APROSYS-SP5-Projektes wurde die Prädiktions-tauglichkeit des HIC auf der Grundlage von 68 in Straßburg untersuchten Unfallereignissen ausgewertet. In einem ersten Untersuchungsabschnitt wurden grundlegende Einwirkparameter sowie HIC-Werte ermittelt mit dem Ziel von Aussagen zur Korrelation dieser Parameter mit dem Auftreten von Kopfverletzungen.

Unter Nutzung der binären logistischen Regression (SPSS Software Package) zeigte sich, dass das HIC eine annehmbare Korrelation ($R^2 = 0,58$ bei HIC 15) mit zunehmender Schwere von neurologischen Verletzungen aufweist, wobei die Verunglückten in den meisten Fällen starben oder in ein Langzeitkoma verfielen.

Bei der im Jahr 2014 bei LS-Icube, Universität Straßburg verfügbaren Unfalldatenlage (68 Datensätze) wurden von dort als Verletzungswertegrenzen für ein 50%iges Verletzungsrisiko des Kopfes 150 g als maximale Beschleunigung und 1.500 als HIC-Wert mitgeteilt.

Art der Verletzung	schweres DAI	leichtes DAI	SDH	allgemeine Kopfverletzung
HIC ₁₅	0.58	0.30	0.01	0.28
HIC ₃₆	0.52	0.28	0.00	0.26

Tab. 20: HIC versus Kopfverletzungen – NAGELKERKE R-Quadratwerte

Standard	Inhalt	HIC ₃₆	HIC ₁₅	HPC ₃₆	HIC _{t2-t1}
FMVSS 208	Occupant crash protection	max. 1.000	max. 700		
UN-R 22	Schutzhelme und Visiere				2.400
UN-R 94	Frontalaufprall			max. 1.000	

Tab. 21: HIC-Werte in Standards

Tabelle 20 gibt die geringe Korrelation des HIC mit mittelschweren neurologischen Verletzungen, wie auch mit SDH wieder ($R^2 = 0$ für SDH, $R^2 < 0,3$ für mittelschwere DAI und globale Kopfverletzungen).

Der Nagelkerke-R-Quadratwert für die logistische Regression zwischen HIC und Kopfverletzungsdaten, wurde auf der Grundlage von 68 Unfallrekonstruktionen (Straßburger Daten) erstellt.

In den gegenwärtig gültigen Standards sind die in Tabelle 21 genannten Wertegrenzen des HIC zu finden.

Den Zusammenhang zwischen dem HIC und tödlichen Kopfverletzungen stellten unter anderem die Autoren HOPE und CHINN (Transport and Road Research Laboratory, DoT, Crowthorne, Berkshire, U.K.) 1990 auf der IRCOBI-Konferenz in Lyon vor.

Anhand der Analyse von unfallbeschädigten Motorradhelmen wurde die Einwirksschwere ermittelt und anschließend den klinischen Verletzungsbefunden gegenübergestellt.

Das Risiko für Gehirnverletzungen oder Schädelbrüche wird nach Einschätzung der US Advisory Group durch die Cumulative Distribution Curve (siehe Bild 30) am besten beschrieben.

Im AGARD-Bericht AR 330 (ISBN 92-836-1039-3), 1996, S. 37, wird der Zusammenhang von Verletzungsschwere mit AIS-Werten ≥ 4 und HIC₁₅ entsprechend dem Bild 31 wiedergegeben; Grundlage dieses Zusammenhangs ist auch hier der SAE-Bericht Nr. 851246.

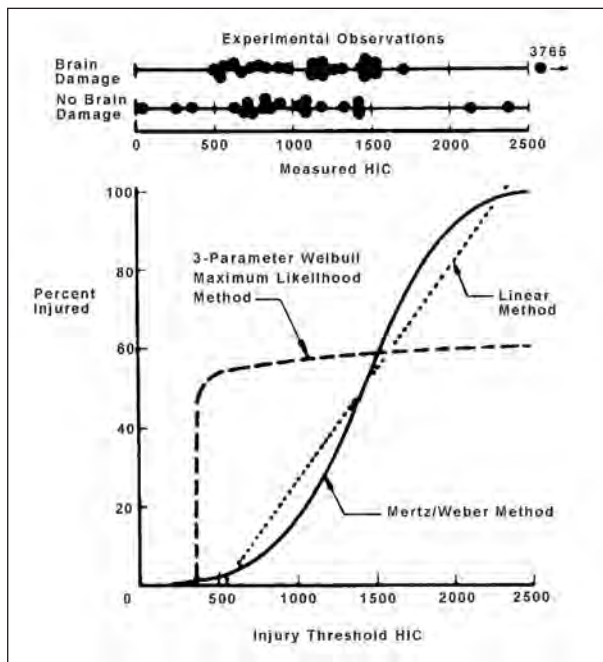


Bild 30: HIC-Wertegrenzen für Hirnverletzungen (PMHS-Versuche) (Quelle: SAE 851246, The Position of the United States Delegation to the ISO Working Group 6 on the USE of HIC in the Automotive Environment, Prasad, Mertz, (1985) in SAE PT-43 S. 373)

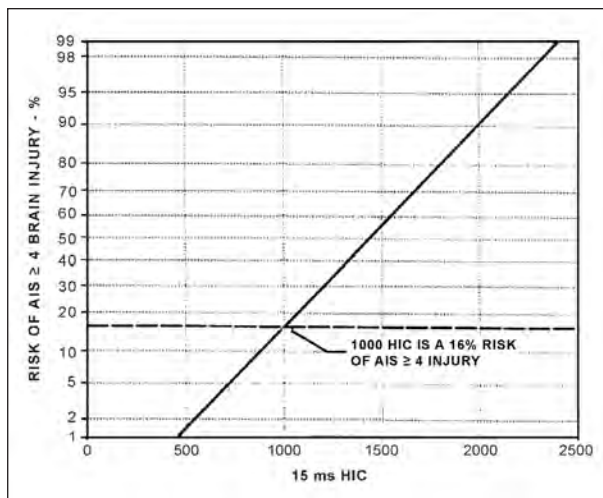


Bild 31: Risiko von Gehirnverletzungen mit AIS-Werten > 4 als Funktion des 15-ms-HIC

ZELLMER stellt in seinem Beitrag fest, dass der Rebound (Rückprallbeschleunigung) den HIC-Wert beeinflusst, nicht aber den gemessenen Maximalwert der Translationsbeschleunigung.

Kritik am HIC:

- Grundlage des HIC ist die translatorische Beschleunigung eines Einmassenkopfes, Rotationsbeschleunigungen werden als Verletzungsursache außer Betracht gelassen.

- Das HIC unterscheidet nicht bezüglich Verletzungsart (Schädelbruch, SDH, SAB, DAI); die Validierung des HIC erfolgte bezüglich Schädelbruch.
- Das HIC bezieht sich ausschließlich auf Einwirkrichtungen in der Sagittalebene des Kopfes.
- Es fehlen ausreichende Korrelationen von HIC- und AIS-Werten.

6.2 Verletzungskriterien auf Grundlage von Rotation des Kopfes

Nach einer Literaturschau zur Bedeutung von Rotationsbeschleunigungen des Kopfes bei der Verursachung unterschiedlicher Kopfverletzungen wird zunächst auf die Ableitungsstufen reiner Rotation (Geschwindigkeit und Beschleunigung) des Kopfes eingegangen und in den Folgekapiteln auf kombinierte kinematische Zusammenhänge zur Formulierung von Verletzungskriterien.

6.2.1 Literaturübersicht zum Verletzungspotenzial von Rotationsbeschleunigungen

HOLBOURN (1943) hat als einer der ersten Autoren auf die Bedeutung von Rotationsbeschleunigungen beim Auftreten von Gehirnerschütterungen (concussion of brain) hingewiesen. Er legte dar, dass anprallbedingte Rotationsbeschleunigungen im Gehirn hohe Scherspannungen verursachen können, wodurch Brückenvenen sowie neo- und subkortikales Gewebe geschädigt werden oder reißen.

GARDJIAN, LISSNER und Mitarbeiter (1945, 1955, 1961 und 1963) sahen in Beschleunigungen des Kopfes durch direkten Anprall mit Verformungen des Schädels und hierdurch auftretende Druckschwankungen die Ursache intracerebraler Schädigungen. Diese Autoren hielten translatorische (lineare) Beschleunigungen für den wesentlichen Verletzungsmechanismus, wogegen aus ihrer Sicht Rotationsbeschleunigungen, Unterdrucke und Cavitationseinwirkungen nur sehr geringe oder gar keine Signifikanz aufwiesen.

OMMAYA et al. (1967) schlugen in einer Studie eine Methode vor, mittels derer die Ergebnisse aus Versuchen mit Rhesusaffen zur Frage der Entstehung von Gehirnerschütterungen durch Rotationsbeschleunigungen erweitert werden sollten, um hie-

raus die Vorhersage von Kopffrotationen, die Gehirnerschütterungen beim Menschen erzeugen, zu ermöglichen.

Eine Auflistung von Winkelbeschleunigungen, in deren Folge Gehirnerschütterungen bei Rhesusaffen auftraten, ließ erkennen, dass eine Winkelbeschleunigung von 40 krad/s^2 mit 99 % Wahrscheinlichkeit eine Gehirnerschütterung erzeugte, deren entsprechender Wert beim Menschen bei 7.500 rad/s^2 anzunehmen ist.

OMMAYA et al. (1968) untersuchten in einer weiteren Studie das Auftreten von Schleuderverletzungen bei Rhesusaffen und kam zum Ergebnis, dass bei einwirkenden Rotationsbeschleunigungen oberhalb einer Wertegrenze Subdural- und Subarachnoidalverletzungen auftraten.

UNTERHARNSCHEIDT (1971) untersuchte die Folgen von Translations- und Rotationsbeschleunigungen auf das Gehirn als geschlossenes Schädel-Hirntrauma. Das alleinige Auftreten von Translationsbeschleunigungen führte zu Druckgradienten, wogegen Rotationsbeschleunigungen Scherbelastungen zwischen Schädel und Gehirn bewirkten.

Auf der Grundlage von Tierversuchen kam er zum Ergebnis, dass eine Translationsbeschleunigung von 250 g weder Verhaltensbeeinträchtigungen noch histologische Veränderungen des zentralen Nervensystems nach sich zog.

Translationsbeschleunigungen zwischen 280 und 400 g führten zu Gehirnerschütterungen. Ab einem Wert von 400 g waren nennenswerte primäre Verletzungen festzustellen.

Aus Versuchsergebnissen bezüglich der Wirkung von Rotationsbeschleunigung auf das Gehirn leitete Unterharnscheidt ab, dass bei Rotationsbeschleunigungen im Bereich von 100 - 150 krad/s^2 keine Verletzungen auftraten.

Beim Auftreten höherer Rotationsbeschleunigungen bis in den Bereich von 197 krad/s^2 beobachtete er Subduralhämatome (SDH) in Verbindung mit neurologischen Schädigungen.

ONO et al. (1980) führte Kopfanprallversuche an 63 lebenden Affen durch. Um einen Zusammenhang zwischen der Anpralleinwirkung und hierdurch verursachten Verletzungen zu finden, arbeitete er mit unterschiedlichen Einwirkmechanismen. Die Ergebnisse ließen erkennen, dass eine Gehirnerschütte-

rung und/oder eine Gehirnquetschung vom Anteilverhältnis von Translations- und Rotationsbeschleunigungen der Einwirkung abhingen. Quetschungen des Gehirnes traten bei Rotationsgeschwindigkeiten von mindestens 300 rad/s auf.

ONO und die Mitautoren vermuteten, dass eine Rotationskomponente für das Auftreten von Gehirnquetschungen erforderlich sei und stellten andererseits fest, dass beim Auftreten einer Gehirnerschütterung ein Zusammenhang mit Rotationsbeschleunigung auf den Kopf nicht erkennbar war.

GENNARELLI et al. (1982) kamen bei Versuchen mit Affen zum Ergebnis, dass Rotationsbeschleunigungen oberhalb eines Wertes von 175 krad/s^2 Verletzungsfolgen in Form von Subduralhämatomen nach sich zogen.

PINCEMAILLE et al. (1989) leiteten Versuche mit Freiwilligen (Boxern) und rüsteten dabei deren Kopf mit einem Messsystem zur Erfassung von Beschleunigungen aus. Hierdurch wollten sie in der Lage sein, die Kopfkinematik während des Kampfes zu erfassen und aufzuzeichnen.

Die Messergebnisse ließen erkennen, dass erste Anzeichen von Gehirnerschütterungen in einem Bereich von $13,6 \text{ krad/s}^2$ und 16 krad/s^2 auftraten, korrespondierend mit einem entsprechenden Geschwindigkeitsbereich der Kopffrotation von 25 rad/s bis 48 rad/s .

Diese Werte lagen höher als die von EWING et al. (1975) bei gleicher Analyseart gefundenen Werte in Höhe von $1,7 \text{ krad/s}^2$ bei einer Winkelgeschwindigkeit von 32 rad/s .

NEWMAN et al. (1999 und 2000) untersuchten nach einer neuen Methode der Beurteilung von Gehirnverletzungen, indem sie zahlreiche Unfallrekonstruktionen von aufgezeichneten Kopfanprallen von American Football-Spielern untersuchten. Zwei Kameras kamen zum Einsatz, um die Relativposition, Richtung und Geschwindigkeiten zwischen den behelmten Köpfen zusammenprallender Spieler erkennbar zu machen. Danach wurden die dokumentierten Spielausschnitte versuchs-technisch nachgebildet mit zwei Hybrid-III-Dummys mit behelmten Köpfen. Die Validierung dieser Vorgehensweise begründet sich auf dem Zusammenprall der Ganzkörper-Dummys nach der versuchs-technischen Nachbildung im Verhältnis zu dem gefilmten Zusammenprall der Körper der Football-Spieler.

Im Fall eintretender Verletzungen lagen Spitzenwerte der resultierenden Translations- und Rotationsbeschleunigung des Kopfes zwischen 48 g und 138 g bzw. zwischen 2,62 krad/s² und 9,68 krad/s². In Fällen ohne Verletzungsfolge lagen diese Werte zwischen 19 g und 102 g bzw. 1,17 krad/s² und 6,61 krad/s².

PELLMAN et al. (2003) leiteten Kurven für das Verletzungsrisiko von Gehirnerschütterungen aus rekonstruierten Anprallereignissen von Spielern der Amerikanischen National Football League (NFL) ab und nutzten dabei Hybrid-III-Dummys. Diese Studie ließ erkennen, dass ein Anprall mit der Folge von Gehirnerschütterungen (n = 25) im Durchschnitt eine Rotationsbeschleunigung von 6,43 krad/s² und eine Rotationsgeschwindigkeit von 36,5 rad/s aufwies.

ROWSON et al. (2012) stellten ein Verfahren zur Abschätzung der Verletzungswertegrenzen bezüglich Rotationsbeschleunigungen vor, zu dem er Beschleunigungsmessungen an instrumentierten Freiwilligen vornahm. Die Helme von 335 Football-Spielern wurden mit Beschleunigungsaufnehmern ausgerüstet, die bei Kopfzusammenprallen während des Spieles die auftretenden Kopfbeschleunigungen messen sollten. Hieraus gewannen sie Daten zu insgesamt 300.977 Ereignissen. Hierunter befanden sich 57 Fälle mit dem Befund einer Gehirnerschütterung.

Aus der Gesamtheit dieser Daten entwickelten die Untersucher eine Risikokurve für Kopfverletzungen und fanden für ein 50%iges Risiko von Gehirnerschütterungen eine rechnerische Wertegrenze von 6.38 krad/s² für die Rotationsbeschleunigung verbunden mit einem Wert von 28,3 rad/s für die Rotationsgeschwindigkeit.

WILLINGER und DECK (schriftliche Mitteilung vom Februar 2014):

In vielen Untersuchungen wurden Wertegrenzen zur Vorhersage von rotationsbeschleunigungsbedingten Kopfverletzungen vorgeschlagen. Als Einschränkung bleibt jedoch die Qualität der vorgeschlagenen Regression wie auch die Auswahl der in diesen Studien untersuchten Lebewesen (Tiere, PMHS, Freiwillige) zu diskutieren.

Im Zusammenhang mit dem APROSYS SP5 Projekt wurden auf der Grundlage von 68 rekonstruierten Unfallereignissen von LS-Icube, Universität Straßburg, maximale Rotationsbeschleunigungen als mögliches Kopfverletzungskriterium ausgewertet.

Art der Verletzung	schweres DAI	leichtes DAI	SDH	allgemeine Kopfverletzung
Rotationsbeschleunigung (Spitzenwert)	0,22	0,33	0,07	0,29

Tab. 22: Korrelation von Spitzenwert der Rotationsbeschleunigung und Kopfverletzungen

Bei Durchführung einer statistischen Analyse mittels logistischer Regression – Nagelkerke R² – zeigte sich, dass der Spitzenwert der Rotationsbeschleunigung nur schwach korreliert mit den festgestellten Verletzungen (R² < 0,33), insbesondere im Falle schwerer DAI und SDH mit R² < 0,22 (siehe Tabelle 22).

Ergebnis der Literatursichtung

Aus der Literatursichtung zum Verletzungspotenzial von Rotationsbeschleunigungen des Kopfes – auch im Verhältnis zu dem von Translationsbeschleunigungen – wird deutlich, dass bei einer Überarbeitung der UN-R 22 diese Art unfallbedingter Einwirkungen auf den behelmten Kopf abschließend geklärt und einbezogen werden muss.

Bezüglich der Wertegrenze der rotatorischen Beschleunigung werden in der internationalen Literatur zwar immer wieder Werte in den Raum gestellt, ein wissenschaftlich anerkannter und validierter Wert ist aber nicht festgeschrieben.

Zu einer weiteren Aufklärung der Bedeutung dieses Verletzungspotenzials und ggf. zur Formulierung eines tauglichen Verletzungskriteriums und dessen Wertegrenze sind ergänzende interdisziplinäre Untersuchungen von Unfällen MESFz erforderlich.

6.2.2 Maximale Rotationsbeschleunigung des Kopfes

In Tabelle 23 sind Werte von Rotationsbeschleunigungen in zugehörigen Bereichen der Rotationsgeschwindigkeiten des Kopfes (um die Z- bzw. Hochachse) sowie die zu erwartenden AIS-Werte wiedergegeben.

FIALA (1970) führte Messungen durch und veröffentlichte eine Grenzkurve der Erträglichkeit zur Wirkung von Rotationsbeschleunigungen auf den Kopf und das Gehirn (siehe Bild 32).

Als Verletzungskriterium des Kopfes angewendete Wertegrenzen einer Rotationsbeschleunigung um die getrennt zu betrachtenden Hauptachsen des

AIS	Rotationsbeschleunigung (rad/s ²)	Geschwindigkeit (rad/s) um die Z-Achse
0	< 4.500	< 30
1	< 1.700	> 30
2	1.700 < 3.000	> 30
3	3.000 < 3.900	> 30
4	3.900 < 4.500	> 30
5	> 4.500	> 0

Tab. 23: Rotationsbeschleunigung und Kopfverletzungsschwere (Quelle: NEWMAN, J. A.; Kinematics of Head Injury; Frontiers in Head & Neck Trauma IOS Press 1998, zitiert nach OMMAYAA. K.; Head Injury Biomechanics. GEORGE, G. Snively Memorial Lecture, Association for the Advancement of Automotive Medicine; Denver 1984)

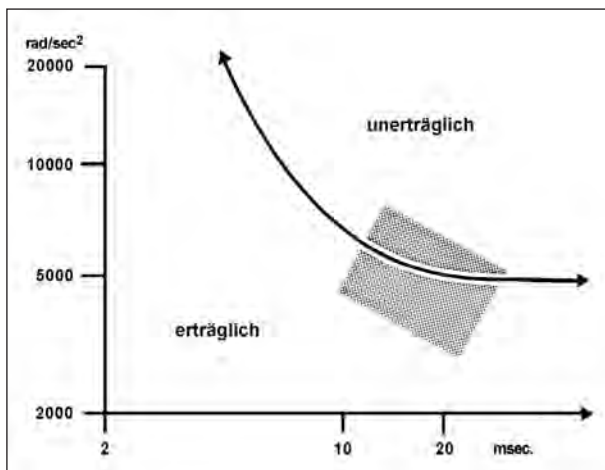


Bild 32: Messungen (schraffierter Bereich) und Grenzkurve der Erträglichkeit nach FIALA

Kopfes wurden häufig diskutiert, bisher aber nicht als validierte und wissenschaftlich anerkannte Wertegrenzen festgeschrieben.

6.2.3 Kinematic Rotational Brain Injury Criterion, Kin-Rot-BrIC

TAKHOUNTS et al. schlugen 2011 ein neues Maß, das CSDM (cumulative strain damage measure – kumulatives Belastungs-Schadenmaß) vor, um ein weiteres Kopfverletzungskriterium zu definieren. Dazu verwendeten sie das Finite-Elemente-Kopfmodell (SIMon Modell, TAKHOUNTS, 2003) des Menschen.

Zur Entwicklung des biomechanischen Verletzungsmaßes CSDM wurden insgesamt 114 Tierversuche (unter der Fragestellung der Entstehung von Gehirnverletzungen) in einer Computersimulation mittels SIMon 2003 nachgebildet.

Das CSDM gründet auf der Annahme, dass ein DAI in einem Zusammenhang steht mit der Volumenzunahme von Gehirngewebe, das Zugspannungen oberhalb eines festgelegten kritischen Wertes ausgesetzt ist.

Außerdem wurden 43 NCAP-Versuche mit H-III-Dummies in Fahrer- und Beifahrerposition (aus der Datenbank der NHTSA) beigezogen zur Entwicklung des (kinematic rotational) brain injury criterion BrIC hinsichtlich Frontalanprallen.

Hierzu wurden zunächst mittels SIMon FEM für jeden NCAP-Versuch die CSDM-Werte berechnet nach Vorgabe bereits angewendeter Kriterien.

Sodann wurde eine Optimierung mit dem Ziel einer möglichst guten linearen Relation zwischen CSDM und KR-BrIC (entsprechend der nachfolgenden Gleichung) durchgeführt. Hierzu wurden die kritischen (Referenz-) Werte für die Winkelgeschwindigkeit ω_{cr} und für die Winkelbeschleunigung α_{cr} herangezogen. Als Bedingung war vorgegeben, dass das KR-BrIC den Wert 1 annimmt, wenn der CSDM-Wert 0,245 beträgt (30%ige Wahrscheinlichkeit für ein DAI mit einer Verletzungsschwere von AIS4+).

$$BrIC = \frac{\omega_{max}}{\omega_{cr}} + \frac{\alpha_{max}}{\alpha_{cr}}$$

In der Formel sind ω_{max} und α_{max} die jeweiligen maximalen Winkelgeschwindigkeiten und maximalen Winkelbeschleunigungen für jeden Untersuchungsfall.

Die lineare Beziehung zwischen CSDM (cumulative strain damage measure) und dem KR-BrIC wurde sodann zur Ableitung von Risikokurven für den H-III-Dummy genutzt (siehe Bild 33).

Für den H-III-Dummy wurden als kritische Werte der Winkelgeschwindigkeit $\omega_{cr} = 46,41$ rad/s und der Winkelbeschleunigung $\alpha_{cr} = 39.774,87$ rad/s² ermittelt.

Darüber hinaus nutzten die Autoren dieser Studie ein statistisches Artefakt, um Risikokurven bezüglich Kopfverletzungen aus unterschiedlichen AIS-Studien für den H-III-Dummy vorzuschlagen, im Falle der Durchführung von Frontalanprallen.

Dieselbe methodische Vorgehensweise wurde angewendet für unterschiedliche Dummies und für unterschiedliche Anprallrichtungen zur Darstellung

entsprechender Risikokurven unter Nutzung der Bedingung BrIC-Wert = 1.

Eine alternative, ausschließlich auf die Winkelgeschwindigkeiten des Kopfes gestützte Formulierung des KR-BrIC stellen TAKHOUNTS et al. 2013 wie folgt vor:

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xC}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yC}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zC}}\right)^2}$$

Hierbei sind ω_x , ω_y und ω_z die maximalen Winkelgeschwindigkeiten und ω_{xC} , ω_{yC} und ω_{zC} die kritischen Winkelgeschwindigkeiten um die X-, Y- und Z-Achsen.

Auch bei dieser Neuformulierung des BrIC blieb die beschriebene Methode die gleiche. Wiederum diente als Grundlage das SIMon-FE-Kopfmodell, das seinerseits aus den Daten von Tierversuchen entwickelt wurde.

Für dieses neue Kriterium nannten die Autoren der Studie Einschränkungen:

- Zunächst ist zu berücksichtigen, dass alle Einschränkungen, die bereits bei der Entwicklung und Validierung des SIMon-FE-Kopfmodells (TAKHOUNTS et al., 2003, 2008) galten, auf die Neuformulierung des Kriteriums Anwendung finden. Die Schwachstelle des SIMon-FE-Kopfmodells ist dessen Herleitung aus Daten von Tierversuchen.
- Eine weitere Einschränkung besteht in der ausschließlichen Untersuchung des Gehirnverletzungstyps DA1 bei Tierversuchen.
- Das BrIC wurde nicht als Universal-Kopfverletzungskriterium geschaffen, das alle möglichen Gehirnverletzungen einschließlich Schädelfrakturen erfasst.

Nach der Vorstellung von TAKHOUNTS et al. sollte das BrIC mit dem HIC kombiniert werden mit dem Ziel einer besseren Erfassung von Kopfverletzungen.

Wegen der für beide Kriterien genannten Einschränkungen ist eine derartige Vorgehensweise kritisch zu beurteilen.

Bild 33 gibt die Risikokurven von Gehirnverletzungen für unterschiedliche AIS-Werte als Funktion des BrIC für den H-III-Dummy beim Frontalanprall wieder.

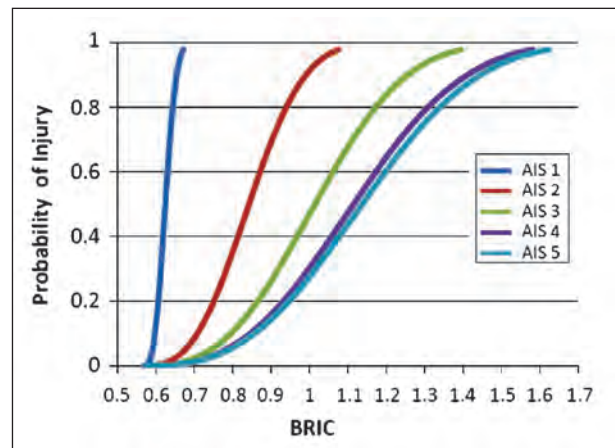


Bild 33: AIS-Werte als Funktion des BrIC für H-III-Dummy beim Frontalanprall (Quelle: TAKHOUNTS et al.)

Kritik: siehe oben aufgeführte Einschränkungen.

6.3 Kombinierte Verletzungskriterien (Translation und Rotation)

6.3.1 Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT)

Das General Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT), ein Verletzungskriterium, das sowohl Translations- wie auch Rotationsbeschleunigungen erfasst, wurde 1986 von NEWMAN, J. A. vorgeschlagen und ist entsprechend der nachfolgenden Formel definiert.

NEWMAN versucht, in seinem kombinierten, verallgemeinerten Verletzungskriterium GAMBIT die Wirkung der beiden Bewegungsarten des Kopfes analog zur Principal Shear Stress Theorie (Scherspannungstheorie) darzustellen.

Formel des General Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT):

$$G(t) = \left[\left(\frac{a(t)}{a_c} \right)^m + \left(\frac{\alpha(t)}{\alpha_c} \right)^n \right]^{\frac{1}{s}}$$

Hierbei bezeichnen $a(t)$ und $\alpha(t)$ die gleichzeitigen Werte von Translations- und Rotationsbeschleunigung, die in Relation mit empirischen Referenzwerten für die reine Translationsbeschleunigung a_c und die reine Rotationsbeschleunigung α_c gesetzt werden.

Mittels Validierung durch Versuchsergebnisse wurden die Referenzwerte unterschiedlich auf $a_c = 250 \text{ g}$ und $\alpha_c = 25.000 \text{ rad/s}^2$ (bzw. 10.000 rad/s^2) und die

Exponenten m, n und s jeweils auf 2,5 (bzw. 2,0) festgelegt.

Die Toleranzgrenze (50 % Wahrscheinlichkeit für AIS_{Kopf} -Wert = 3) ist mit $G = 1$ definiert, wobei $G < 1$ den unkritischen und $G > 1$ den kritischen Bereich für schwere Kopfverletzungen kennzeichnen.

Kritik:

- Das GAMBIT-Kriterium wurde als Verletzungskriterium nicht ausreichend validiert.
- Es erfolgte bisher keine endgültige Festlegung der Zeitintervalle von $a(t)$ und $\alpha(t)$.

Quelle: NEWMAN J. A. (1986) A Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold; International IRCOBI Conference 1986, Zürich (Schweiz).

Ergebnis: Ein Einsatz des GAMBIT-Verletzungskriteriums zur Bewertung des Verletzungsschutzes von Motorradschutzhelmen erscheint in der derzeitigen Definition aus den genannten Gründen fragwürdig und könnte zu falschen Folgerungen führen.

6.3.2 Head Impact Power, HIP (Kopf-Impakt-Leistung)

Die Verletzungsbewertungsfunktion Head Impact Power (HIP) wurde von NEWMAN et al. im Jahr 2000 vorgeschlagen; der Kopf wurde hierbei als Einmassenstruktur betrachtet. Berücksichtigt werden sowohl die Translations- als auch die Rotationsbeschleunigung, gemessen im Massenschwerpunkt eines H-III-Dummykopfes und formuliert, wie in der nachfolgenden Gleichung wiedergegeben.

Formel der Verletzungsbewertungsfunktion Head Impact Power (HIP):

$$HIP = \underbrace{C_1 a_x \int a_x dt + C_2 a_y \int a_y dt + C_3 a_z \int a_z dt}_{\text{Linear contribution}} + \underbrace{C_4 \alpha_x \int \alpha_x dt + C_5 \alpha_y \int \alpha_y dt + C_6 \alpha_z \int \alpha_z dt}_{\text{Angular contribution}}$$

Die C_i -Koeffizienten geben die Masse und die koordinatenbezogenen Masse-Trägheitsmomente wieder: $C_1 = C_2 = C_3 = 4.5 \text{ kg}$, $C_4 = 0,016 \text{ N.m.s}^2$, $C_5 = 0,024 \text{ N.m.s}^2$, $C_6 = 0,022 \text{ N.m.s}^2$.

a_x , a_y and a_z [m/s^2] sind die Komponenten der translatorischen Beschleunigung entlang der drei

Achsen des auf den Dummykopf bezogenen Koordinatensystems.

α_x , α_y and α_z [rad/s^2] sind die Komponenten der Rotationsbeschleunigung um die drei Achsen des auf den Dummykopf bezogenen Koordinatensystems.

Da das HIP-Verletzungskriterium als zeitabhängige Funktion formuliert wurde, geben die jeweils gewonnenen Werte zur Prädiktion von Kopfverletzungen den maximal errechenbaren Wert der Funktion wieder.

Bei einem HIPmax-Wert von 12,8 kW war mit 50%iger Wahrscheinlichkeit eine Gehirnerschütterung feststellbar.

Für schwerere Gehirnverletzungen wurde das HIPmax-Kriterium nicht validiert, da geeignete Versuchsdaten nicht verfügbar waren.

Bezüglich leichter Gehirnverletzungen waren NEWMAN et al. nach den erarbeiteten Ergebnissen der Meinung, dass das HIPmax-Kriterium zumindest eine bessere Korrelation aufweist als das Head-Injury-Criterion (HIC). Diese Aussage wurde durch drei Feststellungen untermauert:

- die Verletzungsbewertungsfunktion HIPmax ist richtungssensitiv,
- sie erfasst neben Translations- auch Rotationsbeschleunigung sowie
- Translations- und Rotationsgeschwindigkeiten.

Kritik:

- Die Verletzungsbewertungsfunktion HIPmax wurde nur zur Erfassung von inneren Gehirnverletzungen formuliert nicht aber für SDH oder Schädelfrakturen.
- MARJOUX et al. (2006) verdeutlichten die schlechte Eignung der Verletzungsbewertungsfunktion HIPmax zur Prädiktion von Kopfverletzungen anhand der Analyse von Unfallakten und der dort genannten Kopfverletzungen.

6.4 Verletzungskriterien auf Grundlage von FE-Modellen des Kopfes

Verletzungen des Gehirnes stehen – u. a. nach LEE & HAUT (1989); VIANO & LÖVSUND (1999) – in ihrer Ausprägung im Zusammenhang mit Spann-

gen (Kräften pro Querschnitt), Verformungswegen (Displacements) und deren Ableitung/en.

Diese Verformungswege (Dehnungen, absolut und relativ) und Verformungsgeschwindigkeiten sind (während der Impakteinwirkung) messtechnisch nur schwer zu erfassen.

Andererseits führten Fortschritte in der Entwicklung von Hard- und Software zu immer genaueren und höher auflösenden Rechnermodellen des Menschenkopfes. Solche Rechnermodelle ermöglichen eine differenziertere Verletzungsbeurteilung, die näher an der Realität des Geschehens und am tatsächlichen Gewebeverhalten liegt.

6.4.1 Simulated Injury Monitor, SIMon

Von der National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) wurden in den Jahren 2003 und 2008 durch TAKHOUNTS et al. zwei Finite-Elemente-Kopfmodelle unterschiedlicher Generationen vorgeschlagen; diese sind das SIMon 2003 (Simulated Injury Monitoring) sowie das SIMon-2008-Kopfmodell.

Das SIMon-2003-Modell besteht aus einem starren Schädelknochen, der Dura, der CSF-Schicht, dem Gehirn, der Falx cerebri und den Brückenvenen.

Das Modell stellt einen männlichen Kopf (50. Perzentil) dar mit einer Kopfmasse von 4,7 kg, einschließlich einer Gehirnmasse von 1,5 kg.

Es ist aufgebaut mit 10.475 Knoten und 7.852 Elementen (davon 7.776 als starre Sechskantelemente und 76 als Stabelemente). Die 76 Stabelemente dienen zur Darstellung der Brückenvenen.

Das Gehirn ist als ein linear-isotropes, viscoelastisches Materialmodell gestaltet. Die weiteren Modellkomponenten wurden – bis auf den Schädelknochen – mit elastischem Material nachgebildet. Der Schädelknochen wurde als starre Struktur ausgeführt.

Validiert wurde das SIMon-2003-Kopfmodell mit Versuchsdaten von HARDY et al. (2001) bezüglich Bewegungen des Gehirnes.

Dem SIMon-2008-Modell liegen in seiner Topologie/ Gestaltung CT-Scans zugrunde, wobei die Kopfgröße nahezu der des 50. Perzentils eines Mannes entspricht, bei einer Kopfmasse von 4,5 kg, einschließlich einer Gehirnmasse von 1,5 kg.

Das SIMon-2008-Modell ist aufgebaut aus 42.500 Knoten und 45.875 Elementen, davon 5.153 als Schalenelemente (3.790 starr), 14 als Stabelemente und 40.708 als Festkörperelemente. Es ist somit im Verhältnis zum SIMon 2003 umfangreicher und differenzierter.

Die Oberflächen des Gehirnes, des Kleinhirnes sowie des Hirnstammes wurden exakt nachgebildet.

Auch in diesem FE-Kopfmodell sind der Schädelknochen als starres und das Gehirn als ein linear-isotropes, viscoelastisches Materialmodell gestaltet.

Die CSF-Schicht wurde ebenfalls als viscoelastische Struktur dargestellt, die Ventrikel als elastische Flüssigkeit, die weiteren FE-Modellkomponenten als elastisches Material.

Das SIMon-2008-FE-Kopfmodell wurde validiert mit Daten des Intracranialdruckes aus Versuchen von NAHUM et al. (1977) und TROSSELLE et al. (1992). Eine weitere Validierung erfolgte unter Einsatz von Versuchsdaten von HARDY et al. zur Untersuchung der örtlichen Bewegung des Gehirns.

Beide FE-Kopfmodelle wurden überprüft unter Einsatz verfügbarer Daten aus Tierversuchen, einschließlich Rhesusaffen (ABEL et al., 1978; GENNARELLI et al., 1982; STALNAKER et al., 1977; NUSHOLTZ et al., 1984), Pavianaffen (STALNAKER et al.) und Zwergschweinen (MEANEY et al., 1993).

Das Cumulative Strain Damage Measure – CSDM (kumulatives Belastungs-Schadenmaß) sollte zur Vorhersage von Gehirnverletzungen nutzbar sein.

Hierzu wurden die Daten von insgesamt 114 Tierversuchen unter der Frage der Entstehung von Gehirnverletzungen zur Computersimulation genutzt.

Die kinematischen Lastbedingungen der Versuche wurden nach Zeit und Amplitude skaliert, um vergleichbaren Druck-Geschwindigkeitsverhältnissen gerecht zu werden.

Nach erfolgter Skalierung wurden diese Lastbedingungen in das SIMon-FE-Kopfmodell eingegeben. Hierbei wurde angenommen, dass Untersuchungsergebnisse bezüglich der Verletzungsentstehung an Tieren unter gleichen Anprallbedingungen vergleichbar seien mit Untersuchungsergebnissen am Menschen.

Für jede Zeitzuordnung (time increment) wurde das Volumen aller Elemente berechnet, die einer Zugspannung oberhalb vorher festgelegter Wertegrenzen ausgesetzt waren. Im Ergebnis zeigte sich, dass CSDM (0,25) und die max. Hauptdehnung mit DAI-Befunden von Tierversuchen korrelierten.

In jüngerer Zeit untersuchten MARJOUX et al. (2006) die Tauglichkeit der Verletzungsprädiktion von HIC und HIP basierten Verletzungskriterien sowie der auf Verletzungsmechanismen bezogenen Kriterien des SIMon und ULP. Für die Bereitstellung von Kopfbeschleunigungswertebereichen und die Durchführungsbedingungen von Kopf-anprallereignissen wurden 61 Unfälle rekonstruiert um die HIC-, HIP-, SIMon- und SUFEHM-Kriterien eingeben zu können.

Der Vorteil dieser Vorgehensweise lag darin, dass die Eignung zur Prädiktion von Verletzungen aus Unfallereignissen und nicht aus Versuchen mit PMHS oder mit Tieren hergeleitet wurde.

Das wesentliche Ergebnis dieser Studie war der Nachweis einer geringen Tauglichkeit von HIC, HIP und SIMon zur Prädiktion von Kopfverletzungen.

6.4.2 Das Finite-Elemente-Helm-Kopfmodell der Universität Straßburg

Nachfolgend wird das FE-Helm-Kopfmodell der Universität Straßburg – LS-ICube (Strasbourg University Finite Element Head Model – SUFEHM) vorgestellt. Neben der Beschreibung des Modells erfolgen auch Angaben zu dessen Validierung sowie zu den zusammenhängenden Kopfverletzungskriterien.

Das Simulationsmodell SUFEHM besteht als Hybridmodell aus zwei unabhängigen Modellanteilen:

- Einer Starrkörpermodellierung unter Verwendung von MADYMO zur Rekonstruktion des Anprallgeschehens des behelmten Kopfes als Voraussetzung für eine Finite-Elemente-Modellierung sowie
- einer Finite-Elemente-Modellierung unter Einsatz eines standardisierten Modellhelmes (nicht des tatsächlich getragenen Schutzhelms). Dieses Modell wird als Prädiktionsmodell bezeichnet und könnte auch als Strukturoptimierungsmodell (Kopfanpralldämpfung/Verletzungsminimierung) eingesetzt werden.

Modellbeschreibung

Das Modell wurde von KANG et al. (1997) unter der RADIOSS-Plattform entwickelt und umgeschrieben zur Anwendung unter LS-DYNA (DECK und WILLINGER, 2008 a, b) und unter PAM-CRASH.

Zur Grundlage wurde der Kopf eines erwachsenen Menschen (fünfundzigstes Perzentil) gemacht.

Die hauptsächlichsten anatomischen Gegebenheiten umfassen die Kopfhaut, das Gehirn, den Hirnstamm sowie die cerebrospinale Flüssigkeit (CSF cerebrospinal fluid), dargestellt durch finite Grundelemente. Der Gehirnschädel, der Gesichtsschädel und die beiden Membranen (falx und tentorium) wurden ausgeführt als Schalenelemente, wie in Tabelle 24 dargestellt.

Das Modell ist gekennzeichnet durch ein kontinuierliches Netz, aufgebaut aus 13.208 Elementen (10.395 Grundbestandteile und 2.813 Schalenelemente) einschließlich 1.797 Schalenelementen zur Darstellung des Schädels und 5.320 Grundbestandteilen zur Darstellung des Gehirnes. Die Gesamtmasse des Kopfes wurde mit 4,7 kg angesetzt und entspricht der durchschnittlichen Masse eines Menschenkopfes (50. Perzentil).

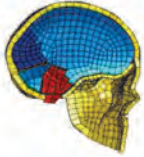
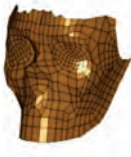
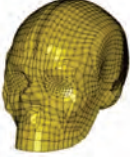
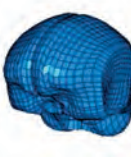

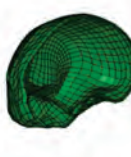

Die geometrischen Gegebenheiten der inneren und der äußeren Oberfläche des Schädelknochens wurden nach den Gegebenheiten des Kopfes eines männlichen Erwachsenen digitalisiert, um eine möglichst präzise anatomische Nachbildung sicherzustellen.

Isotrope, homogene sowie elastomechanische Materialmodelle wurden zur Nachbildung jedes einzelnen Modellbereiches angewendet, mit Ausnahme des Gehirns, für das viscoelastisches Verhalten angenommen wurde.

Der Schädelknochen wurde als eine dreischichtige Schalenstruktur modelliert. Die mechanischen Eigenschaften aller Strukturbereiche des Straßburger FE-Kopfmodells sind in Tabelle 24 wiedergegeben mit Ausnahme des Schädelknochens (KANG et al. 1997 und DECK et al., 2008a).

Modellvalidierung

Das von KANG et al. (1997) entwickelte SUFEHM wurde im RADIOSS-Code validiert unter Einsatz von Versuchsdaten von NAHUM zum Intracranialdruck. Die intracraniale (Druck-)Antwort wurde an

							
	Parts	Face	Scalp	Brain	Brain stem	CSF	Falx and Tentorium
Density [kg/m ³]		2.500	1.000	1.040	1.040	1.040	1.140
Young's modulus [MPa]		5.000	16.7	Viscoelastic		0.012	31.5
Poisson's ratio		0.23	0.42	Viscoelastic		0.49	0.45
Element type		Shell	Brick	Brick	Brick	Brick	Shell
Shell thickness [m]		1×10^{-2}	-	-	-	-	Falx = 1×10^{-3} Tentorium = 2×10^{-3}

Tab. 24: Komponenten des SUFEHM und deren mechanische Eigenschaften (LS-Icube)

5 ausgewählten Stellen aufgenommen und mit den Versuchsergebnissen verglichen. Bei diesem Vergleich zeigte sich eine gute Übereinstimmung sowohl mit den Kurven der Anprallkräfte als auch mit den Kurven der Kopfbeschleunigung.

Auch die an den 5 ausgewählten Stellen gewonnenen Druckdaten zeigten eine sehr gute Übereinstimmung mit den Spitzenwerten der experimentellen Druckmessungen, bei einer Abweichung von weniger als 7 %.

Das Modell wurde ferner (im RADIOSS-Code) validiert unter Einsatz von Intracranialdruckdaten aus Versuchen von TROSSEILLE et al. (1992), TURQUIER et al. (1996) und von WILLINGER et al. (1999).

Fünf Versuche von TROSSEILLE wurden als Simulation nachgebildet, wobei sich eine annehmbare Übereinstimmung der Simulationsergebnisse mit dem Verlauf der experimentellen Druck- und Beschleunigungswerte ergab.

Im Zusammenhang mit dem APROSIS-Projekt SP5 wurden Untersuchungen zu Ende gebracht, um ein passendes numerisches Kopfmodell nach Stand der Wissenschaft bereit zu stellen, mit dem numerisch basierte Kopfverletzungskriterien entwickelt und die grundsätzlichen Kopfverletzungsmechanismen identifiziert werden können.

Die Auswahl der bewerteten Modelle beruhte u. a. auf der Bereitschaft der Entwickler der jeweiligen Kopfmodelle, Vorhersagen intracerebraler Drucke, Schädelknochenverformungen und Brüche sowie Hirnschädelverformungen (displacements) für sechs Anprallbedingungen mitzuteilen. Siehe hierzu

im Einzelnen auch Veröffentlichungen von PMHS-Anprallversuchen der Autoren NAHUM et al. (1997), TROSSEILLE et al. (1992), YOGANANDAN (1994) und HARDY et al. (2001).

Ein Vergleich der SUFEHM-Ergebnisse unter RADIOSS-Code mit anderen FE-Kopfmodellen wurde von DECK und WILLINGER (2009) veröffentlicht.

Das ursprüngliche FE-Kopfmodell (KANG et al. (1997)) wurde durch DECK und WILLINGER (2008a) transferiert in LS-DYNA-Code. Alle Materialeigenschaften blieben hierbei unverändert.

Dieses Modell wurde mittels Intracranialdruckdaten von NAHUM et al. (1977) validiert. Zur Vorhersage von Schädelbrüchen wurde ein Versuch von YOGANANDAN et al. (1994) zur Validierung herangezogen. In beiden Fällen zeigte sich eine gute Übereinstimmung zwischen Simulation und Versuchsdaten.

SAHOO et al. (2013) schlugen eine Validierung dieses Kopfmodelles unter LS-DYNA-Code bezüglich Gehirndehnung vor unter Berücksichtigung von Versuchsdaten von HARDY et al. (2001 und 2007).

Schließlich wurde das Verhalten des Schädelknochens hinsichtlich der Entstehung von Schädelbrüchen von SAHOO et al. (2013) unter Nachbildung von 15 PMHS-Versuchen bewertet.

Das Verbundstrukturmodell, das Schädelbrüche berücksichtigt, wurde benutzt zur Simulation von Versuchen bei unterschiedlichen Versuchsgeschwindigkeiten und unter drei unterschiedlichen Randbedingungen sowie dem Einsatz unterschiedlicher Versuchsproben.

Der Schädelknochen wurde nachgebildet durch eine dreilagige Verbundschale, welche die innere Schicht, die Diploe und die äußere Schicht der platten Schädelknochen des Menschen darstellt.

Die Versuchsergebnisse enthielten außer Spitzenwerten der Kraft auch die Kraft-Zeit-Verläufe, die bei der Validierung genutzt wurden.

Die Ergebnisse zeigten, dass die Kraftverläufe über der Zeit des FE-Modells gut mit allen Versuchen und allen Bedingungen zusammenpassten und dass die durch das FE-Kopfmodell vorhergesagten Frakturmuster auch in Übereinstimmung mit den Versuchsdaten standen.

Verletzungskriterien des Modells

DECK und WILLINGER (2008) entwickelten unter RADIOSS Software auf der Grundlage der Rekonstruktion von 68 Unfällen (6 Motorsport-, 22 American Football-, 11 Motorrad-, 29 Fußgängerunfälle) aussagekräftigere Kopfverletzungskriterien.

Hierzu wurden statistische Regressionsanalysen bezüglich der unfallbedingten Einwirkparameter (Spitzenwerte der auf den Kopf wirkenden translatorischen und rotatorischen Beschleunigungen) und auch bezüglich der Prädiktionswerte des Kopfmodells (Von Mises Zug oder Druck sowie Gehirndruck) durchgeführt, um zu klären, welcher der untersuchten Parameter das sicherste Maß hinsichtlich im Einzelfall erlittener Unfallverletzungen darstellt.

Tabelle 25 zeigt die vorgeschlagenen Verletzungskriterien und Verletzungswertegrenzen für ein 50%iges Verletzungsrisiko unterschiedlicher Kopfverletzungen (SUFEHM unter RADIOSS).

SAHOO et al. (2013) wiesen, gestützt auf Daten zum Schädelbruchverhalten von 15 PMHS-Versuchen nach, dass ein 50%iges Schädelbruchrisiko bei einer Zugenergie von 544 mJ vorliegt, und haben dieses Ergebnis ergänzend als modellbezogene Verletzungswertegrenze vorgeschlagen.

DECK et al. (2008b) kamen unter LS-DYNA-Software bei ansonsten gleicher Vorgehensweise – Rekonstruktion von Unfällen (11 Motorrad-, 20 American Football-, 28 Fußgängerunfälle) – zu den nachfolgend aufgeführten Kopfverletzungskriterien.

Tabelle 26 gibt die vorgeschlagenen Verletzungskriterien und Wertegrenzen für ein 50%iges Verlet-

Verletzungsprädiktoren	mäßig-schweres DAI	schweres DAI	SDH	Schädelbruch
Brain Von Mises strain (%)	25	35	-----	-----
Brain first principal strain (%)	31	40	-----	-----
Brain Von Mises stress (kPa)	26	33	-----	-----
Minimum of CSF pressure (kPa)	-----	-----	-135	-----
Skull strain energy (mJ)	-----	-----		865

Tab. 25: SUFEHM unter RADIOSS-Verletzungskriterien und deren Wertegrenzen

Art und Schwere der Verletzung	mäßig-schweres DAI	schweres DAI	SDH
Verletzungsprädiktoren			
Brain Von Mises strain (%)	30	57	-----
Brain first principal strain (%)	33	67	-----
Brain Von Mises stress (kPa)	28	53	-----
Minimum CSF pressure (kPa)	-----	-----	-290
CSFstrain energy (mJ)	-----	-----	4.950

Tab. 26: SUFEHM unter LS-DYNA-Verletzungskriterien und deren Wertegrenzen

zungsrisiko unterschiedlicher Kopfverletzungen (SUFEHM unter LS-DYNA) wieder.

In beiden Fällen, sowohl unter RADIOSS wie auch unter LS-DYNA, zeigen die Ergebnisse, dass die erarbeiteten Kriterien offensichtlich geeignetere Prädiktoren für Kopfverletzungen sind als das HIC.

6.5 Verletzungskriterien – Schlussfolgerungen

Im Verlauf der letzten Jahre (bis 2014) wurde eine Reihe von Bewertungsfunktionen bezüglich Kopfverletzungen entwickelt. Die Mehrzahl dieser Beurteilungsfunktionen begründen sich auf der Wayne-State-Toleranzkurve.

Das am häufigsten eingesetzte, international anerkannte, aber auch viel diskutierte Kopfverletzungskriterium ist das Head Injury Criterion (HIC). Es beruht auf der Annahme, dass resultierende Translationsbeschleunigungen des Kopfes einen brauchbaren Indikator für Kopfverletzungsgrenzen darstellen.

Dieses Kriterium wurde auch zur Verbesserung der Fahrzeugsicherheit sowie zur Typprüfung von Motorradschutzhelmen herangezogen.

Es hat jedoch Nachteile, da es zum einen den Ort und die Einwirkrichtung der Anprallbeschleunigung am Kopf und zum anderen auch die Rotationsbeschleunigung unberücksichtigt lässt.

Ferner beinhaltet es nicht die Definition von Verletzungsfolgen des Kopfes im Sinne unterschiedlicher Verletzungsmechanismen.

Die Verletzungsbewertungsfunktion HIPmax ist die einzige, die Translationsbeschleunigung sowie Rotationsbeschleunigung berücksichtigt und Richtungssensitivität aufweist. Eine Validierung erfolgte jedoch nur für leichte Gehirnverletzungen. Ob diese Bewertungsfunktion auch für schwerere Unfallverletzungen des Gehirns tauglich ist, bleibt zu untersuchen.

Bei der Festlegung von Verletzungskriterien des Kopfes und deren Verträglichkeits-Wertegrenzen sind immer die physikalische und kinematische Sensitivität des Kriteriums, der betrachtete Lastfall, der gewählte Prüfkopf (Form und Beschaffenheit) sowie das Niveau der angestrebten Schutzdimensionierung (Verletzungsgefährdung nach Art, Schwere und Lokalisation am Körper) zu berücksichtigen.

Zum Beispiel ist die HIC-Wertegrenze in der UN-R 22/05 bei Verwendung einer starren Kopfform mit dem Wert 2.400 angegeben, während diese im Fahrzeug-Sicherheitsstandard FMVSS 208 [NHTSA, 1972] beim Einsatz eines Hybrid-III-Kopfes bei dem Wert 1.000 liegt.

In Tabelle 27 sind die diskutierten Kopfverletzungskriterien und deren Einschränkungen zusammengestellt.

Verletzungskriterien des Kopfes haben unterschiedliche Einschränkungen und eine spezifische Aussagekraft. Es ist daher schwierig, Verletzungskriterien oder Bewertungsfunktionen – ggf. in Kombination – zu finden, die geeignet sind, um als Prüfkriterium für die Qualität von Schutzhelmen hinsichtlich des Verletzungsschutzes zur Anwendung zu kommen.

WILLINGER, R. vertritt die Meinung, dass bei der Simulation mittels des SUFEHM deutlich verbesserte, Kopfverletzungskriterien abgeleitet werden konnten. Bezüglich leichter DAI, SDH und Schädelfrakturen seien die Abschätzungen, die sich auf diese neu erarbeiteten Verletzungskriterien stützen, von einer besseren Regressionsqualität als diejenigen Abschätzungen, die auf allgemein-physikalischen und globalen Prädiktionsparametern von Einwirkungen am Menschen basieren.

Kriterien	Einschränkungen
HIC	<ul style="list-style-type: none"> • Grundet auf der WSUT-Kurve, deren Ursprung Ergebnisse von Tier- und PMHS-Versuchen sind. • Ist nur in der Sagittalebene validiert, ansonsten nicht sensitiv bzgl. Anprallrichtung. • Erfasst keine Rotationsbeschleunigungen des Kopfes, sondern nur Translationsbeschleunigungen. • Keine Unterscheidung von Verletzungsarten (SDH, SAB, DAI, Schädelbruch ...). • Es fehlen ausreichende Korrelationen von HIC- und AIS-Werten.
HIPmax	<ul style="list-style-type: none"> • HIPmax wurde für schwerere Gehirnverletzungen nicht validiert. • Nur entwickelt für Gehirnverletzungen, nicht für SDH oder Schädelbrüche. • Korreliert nicht mit Unfallverletzungen des Kopfes (MARJOUX et al. 2006).
GAMBIT	<ul style="list-style-type: none"> • Wurde bisher nicht ausreichend als Verletzungs- bzw. Schutzkriterium validiert.
Kinematisches Rotationskriterium BrIC	<ul style="list-style-type: none"> • Grundet sich auf dem SIMon-Modell, dieses auf Daten von Tierversuchen. • Berücksichtigt ausschließlich Rotationsanteile des Kopfes. • Lässt translatorische Beschleunigungen des Kopfes unberücksichtigt. • Nutzung der artifiziellen Statistik zur Schaffung von BrIC-gestützten Verletzungs-Risikokurven in Abhängigkeit von AIS-Stufen.
SIMon FE-Kopfmodell	<ul style="list-style-type: none"> • Setzt eine starre Kopfform voraus, daher nicht geeignet zur Prädiktion von Schädelfrakturen. • Kopfverletzungskriterien auf der Grundlage von Tierversuchsdaten. • Geringe Eignung zur Prädiktion von Schädelverletzungen des Menschen.
SUFEHM FE-Kopfmodell	<ul style="list-style-type: none"> • Liefert zum Teil Simulationsergebnisse die nicht plausibel sind (siehe Kapitel 7). • Verletzungskriterien bei UN-R 22-Prüfungen messtechnisch nicht unmittelbar erfassbar. • Umfasst derzeit noch keine geschlossene Lösung und ist sehr aufwendig, bietet aber Anwendungspotenzial nach weiterer Entwicklung.

Tab. 27: Zusammenstellung von Kopfverletzungskriterien und deren Einschränkungen

Für schwere neurologische Verletzungen gibt es im Vergleich zu den entwickelten FE-Modell-bezogenen Verletzungskriterien nach der Beurteilung von WILLINGER keine aussagekräftigeren Verletzungskriterien.

Bei der Anwendung simulationsbasierter Verletzungskriterien kann davon ausgegangen werden, dass die wesentliche Verbesserung in der Prädiktionsgüte bezüglich weniger schwerer Gehirnverletzungen und Schädelbrüchen liegt.

Für die Vorhersage und Abschätzung schwerer Gehirnverletzungen ist das HIC zwar ausreichend tauglich, nicht aber für die Vorhersage weniger schwerer Gehirnverletzungen.

Bild 34 gibt einen Vergleich der Prädiktionsgüte unterschiedlicher Kopf- und Gehirnverletzungen mittels HIC, SFC (Skull Fracture Criterion) sowie SIMon- und SUFEHM-basierten Kriterien wieder. Angewendet wurde die Nagelkerke-R2-Methode.

Im Zuge einer weiteren Validierung des SUFEHM und zur Verdeutlichung der Erarbeitung simulationsbasierter Verletzungskriterien wurde das Risiko von Kopfverletzungen durch numerische Versuche durch LS-ICube, Universität Straß-

burg abgeschätzt. Grundlage hierzu waren sechs umfassend dokumentierte Unfälle MESFz aus Freiburg (Datenbank GIDAS und IRM) und vier Motorradunfälle aus Straßburg (Datenbank LS-ICube).

In Tabelle 28 sind die Verletzungskriterien des Kopfes und deren Wertegrenzen bei 50-prozentigem Verletzungsrisiko nach Simulationsmodellen bzw. Autoren zusammengestellt.

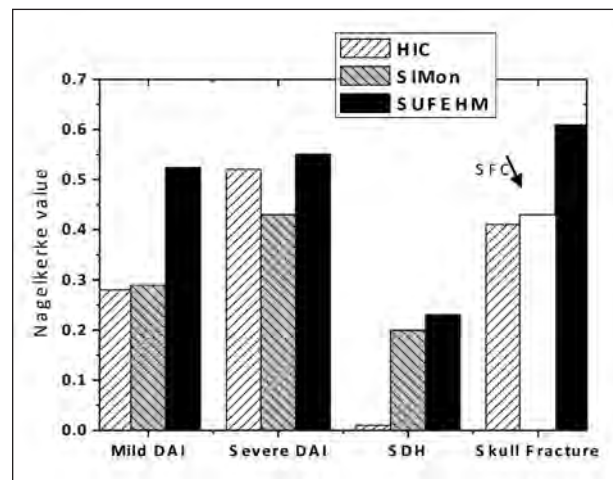


Bild 34: Prädiktionsgüte von Kopfverletzungen mittels HIC-, SFC- und FEM-Kriterien (Quelle: WILLINGER, R.)

Verletzungskriterien des Kopfes und deren Wertegrenzen						
	DAI		SDH		Schädelbruch	
	Kriterien	Wertegrenze	Kriterien	Wertegrenze	Kriterien	Wertegrenze
SIMon	Cumulative Strain Damage Measure	55 %	Relative Motion Damage Measure	1		
	Brain First Principal Strain	87 %				
WSU	Strain rate Strain rate x Strain	19 1/s 60 1/s				
KTH	Brain First Principal Strain	21 % (corpus callosum) 26 % (gray matter)				
SUFEHM	Brain Von Mises Druck	28 kPa (mäßig schwer) 53 kPa (schwer)	CSF – innere Energie	4.931 mJ	Skull strain energy	865 mJ
	Brain Von Mises Dehnung	25 % (mäßig schwer) 35 % (schwer)				
Anderson	Brain Von Mises Druck	27 kPa (mäßig schwer) 43 kPa (schwer)				
Margulies	Gehirn – Dehnung	12 % (mäßig schwer) 15 % (schwer)				

Tab. 28: Wertegrenzen mit 50-prozentigem Verletzungsrisiko nach Simulationsmodellen

7 Aufbereitung von sechs ausgewählten Validierungsfällen

7.1 Methodendarstellung

7.1.1 Einführung

Ziel der Durchführung der Rekonstruktionssimulation sind die Erweiterung und Vertiefung des Wissens bezüglich des Verhaltens und der Verletzungswertegrenzen des helmgeschützten Kopfes bei der Einwirkung hoher Beschleunigungen im Anprallgeschehen.

Nachfolgend werden im Rahmen der Zusammenarbeit sechs aus der Freiburger Datenbasis vorbereitete Unfälle MESFz einer FE-Modellsimulation entsprechend den unten genannten Analyseschritten (BOURDET, 2011) unterzogen und das fallweise zuzuordnende Risiko von Kopfverletzungen ermittelt.

Die Teiluntersuchung (siehe Bild 35) lässt auf die Tauglichkeit einer realitätsbezogenen Methode zur Untersuchung der Entstehung und Bewertung von Kopfverletzungen und der Weiterentwicklung von Verletzungskriterien des Kopfes beim behelmteten Anprall schließen.

Die Besonderheit der angewendeten Methode liegt in der Verbindung eines physischen und eines computergestützten Helm-Kopfmodelles, wodurch spe-

zifische und individuelle Anprallreaktionen des Kopfes eine bestehende, allgemeine Datengrundlage ergänzen können.

Hieraus ergibt sich somit auch ein Diskussionsbeitrag zur Verbesserung der Prüfanforderungen der UN-R 22.

Der erste Schritt besteht in der Erhebung von Unfalldaten und der Darstellung des Unfallablaufes unter Berücksichtigung der Anfangs- und Randbedingungen und erfolgt entweder unter Nutzung der Software PC-Crash oder unter Nutzung des Antriebs-Balance-Verfahrens. Hierbei sind auch alle Verletzungsbefunde des Verunglückten zu berücksichtigen.

Der zweite Schritt besteht in der eigentlichen Rekonstruktion des Unfalles. Vorliegend erfolgte dies mit einer Starrkörper-Software. Hierbei werden Körperbereiche als starre Körper in Form von Ellipsoiden, verbunden durch Gelenke nachgebildet. Anders als bei der FE-Modellierung haben in Kontakt tretende Körper keine verformbare Oberfläche, sondern durch Funktionen definierte Kontaktkräfte. Die Zeit für die Computermodellierung nach diesem Vielkörperverfahren ist im Verhältnis zur FE-Simulation deutlich geringer.

Auch die Darstellung von Fahrzeugen erfolgt unter Nutzung von Ellipsoiden, wobei die geometrischen Verhältnisse maximale Berücksichtigung finden.

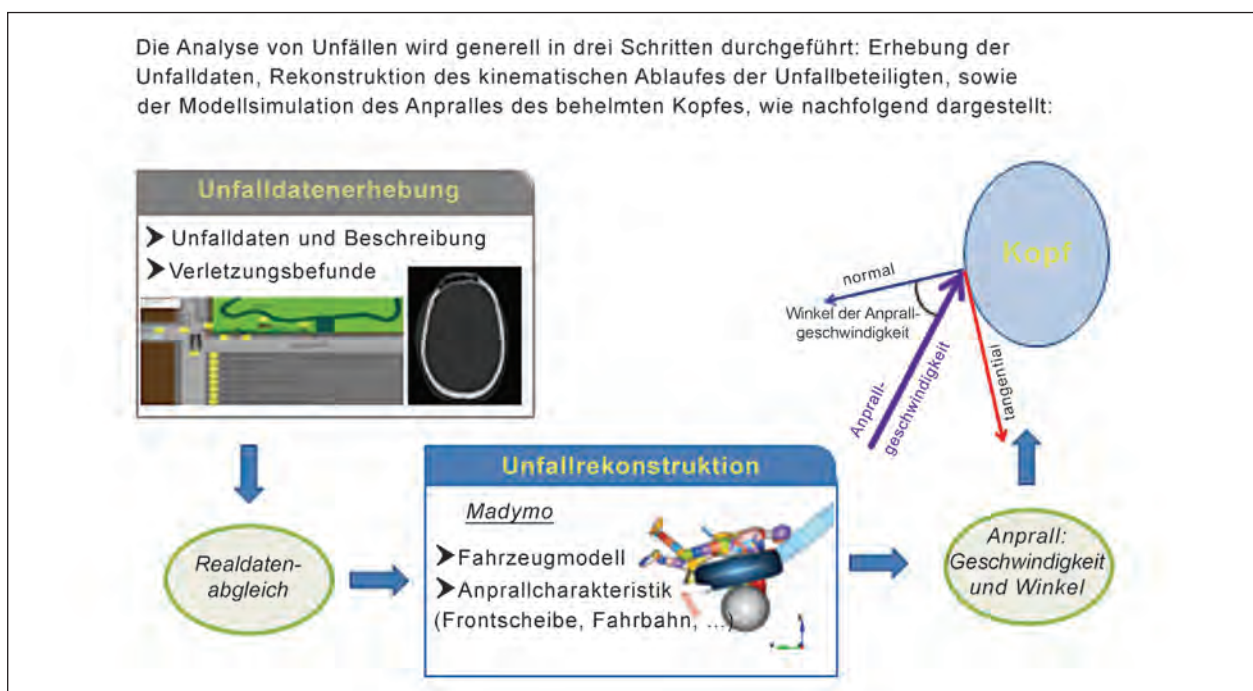


Bild 35: Darstellung der Analyse von Unfällen – LS-ICube

Die Funktion der Kontaktkräfte in jedem Bereich der beteiligten Fahrzeuge erfolgt nach Vorgabe von MARTINEZ et al. (2007).

So konnten auch MESFz unter Berücksichtigung von deren Geometrie, Masse und Trägheitsverhalten nachgebildet werden.

Menschliche Körper werden dargestellt unter Nutzung der Madymo® Software, validiert unter Rückgriff auf PMHS-Versuchsdaten.

Der dritte Schritt besteht in der Umsetzung der Kopfanprallbedingungen hinsichtlich der translatorischen und rotatorischen Geschwindigkeiten als Voraussetzung zur Durchführung der Modellsimulation des als FE-Modell nachgebildeten behelmten Kopfes im Anprallgeschehen gegen die jeweiligen Umgebungsstrukturen (z. B. Motorhaube, Frontscheibe, Fahrbahnoberfläche u. a.).

Das sich in diesem Verfahren ergebende Verletzungsrisiko wird dann verglichen mit den im konkreten Unfall beobachteten Verletzungen des/der Aufsassen von motorisierten Einspurfahrzeugen.

Vor der Bearbeitung der sechs bereit gestellten Kasuistikfälle wird ein kurzer Überblick zum FE-Kopf- und FE-Helmmodell (SUFEHM) gegeben.

7.1.2 Modellierung des Kopfes und modellbezogene Verletzungskriterien

Die vorliegenden Daten bilden die Ausgangslage zur Bestimmung der Geschwindigkeit des behelmten Kopfes beim Anprall sowie der Position des Anprallpunktes gegen die Struktur des Anpralbereichs. Diese Daten werden in das FE-Kopfmodell (SUFEHM – s. Bild 36) zur Simulation der Kopfverletzungen eingegeben.

Das FE-Kopfmodell umfasst die hauptsächlichen anatomischen Gegebenheiten: Schädel, Falx, Tenta-

rium, Subarachnoidalraum, Kopfschwarte, Gehirn, Kleinhirn und Hirnstamm. Falx und Tentorium werden dargestellt durch Schichten von Schalenelementen, der Schädelknochen als dreischichtiges Modell und die übrigen anatomischen Komponenten durch Volumenelemente. Das FE-Netz ist kontinuierlich und zusammenhängend und gibt den Kopf eines Erwachsenen wieder.

Zwischen dem Gehirn und dem Schädelknochen liegt der mit Cerebrospinalflüssigkeit (CSF) gefüllte Subarachnoidalraum. Dieser Raum besteht im Modell aus einer Schicht von Volumenelementen und umgibt das Gehirn vollständig.

Das Tentorium trennt das Großhirn und das Kleinhirn und die Falx trennt die beiden Hemisphären. Die oben genannte Schicht von Volumenelementen zur Nachbildung der Cerebrospinalflüssigkeit umgibt auch diese Membranen.

Die Kopfschwarte wird ebenfalls durch eine Schicht von Volumenelementen dargestellt und umgibt den Schädelknochen sowie den Gesichtsschädel.

Insgesamt besteht hierbei die Nachbildung des Kopfes aus 13.208 Elementen.

Die Gesamtmasse des Kopfes wurde mit 4,5 kg berücksichtigt.

Die Materialeigenschaften, die den unterschiedlichen anatomischen Komponenten zugeordnet werden, sind isotrop, homogen und elastisch.

Der dreischichtige Aufbau des Schädelknochens gibt die innere Schicht (innere Compacta), die Diploé (Spongiosa) und die äußere Schicht (äußere Compacta) des Schädelknochens wieder.

Um das Gesamtverhalten des Schädelknochens zu reproduzieren, wurde für jede Schicht die Knochenstärke unter Berücksichtigung eines Elastic-Brittle-Gesetzes festgelegt.

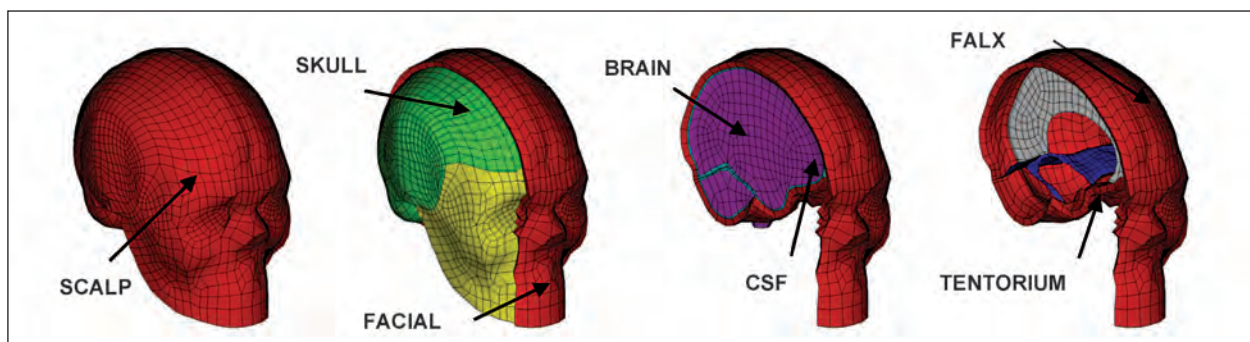


Bild 36: Darstellung des FE-Modells des Kopfes der Universität Straßburg (SUFEHM)

Art und Schwere der Verletzung	mäßig-schweres DAI	schweres DAI	SDH
Verletzungsprädiktoren			
innere Energie in CSF	-----	-----	4.950
Von Mises Gehirnspannung	28 kPa	53 kPa	-----

Tab. 29: Mithilfe des SUFEHM abgeleitete Kopfverletzungskriterien (unter LS-DYNA)

Um im Falle eines Schädelbruches eintretende Unstetigkeiten nachzubilden, war es erforderlich, Wertegrenzen für äußerste Zug- und Druckspannungen (an der Versagensgrenze) einzusetzen, die von PIEKARSKI (1970) veröffentlicht und in das TSAI-WU-Kriterium integriert wurden.

Die Wertegrenzen von Verletzungen (Tabelle 29) wurden festgesetzt nach den Rekonstruktionsergebnissen von 68 untersuchten Unfällen. Diese Wertegrenzen wie auch die damit zusammenhängenden mechanischen Parameter sind wiedergegeben in DECK et al. (2008).

7.1.3 Modellierung des Schutzhelmes

Zur Simulation von Kopfverletzungen wurde ein marktgängiger Integralhelm mit einer Komposit-Außenschale (GFK) und einer Schutzpolsterung aus expandiertem Polystyrol-Hartschaum (EPS) dargestellt. Die Geometrie des Helmes wurde anhand eines CAD-Datensatzes des Helmherstellers nachgebildet – siehe auch TINARD et al. (2012).

Die mechanischen Eigenschaften der Helmkomponenten (Helmaußenschale und Schutzpolsterung) wurden unter LS-DYNA-Code eingebracht. Die Komposit-Außenschale wurde entsprechend einem inhomogenen Materialgesetz unter Berücksichtigung der Charakteristiken jeder einzelnen Laminatlage sowohl hinsichtlich des elastischen Verhaltens als auch hinsichtlich des Versagensverhaltens dargestellt. Die Materialkennwerte der Schutzpolsterung aus EPS wurden der einschlägigen Literatur entnommen.

Die Validierung des EF-Helmmodelles erfolgte nach Typ-Prüfergebnissen der UN R 22.

Diese wurden mit einem Prüfkopf durch Falltests auf ebene und kantige Oberflächen bei einer Geschwindigkeit von 7,5 m/s durchgeführt.

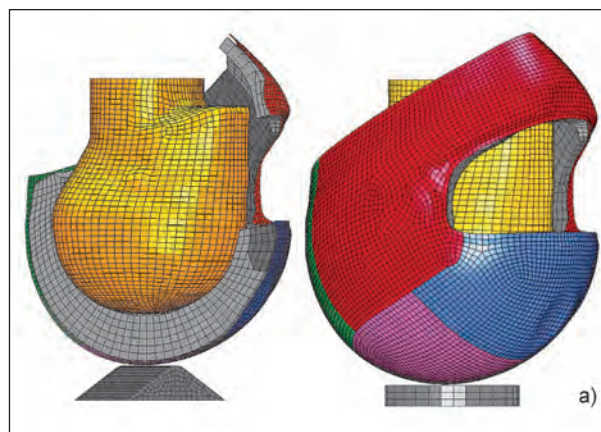


Bild 37: Anprallsimulation des FE-Kopfmodells im Helmdombereich – a) Darstellung der Anprallsimulation des FE-Kopfmodells im Helmdombereich (Sektor 35, Punkt P)

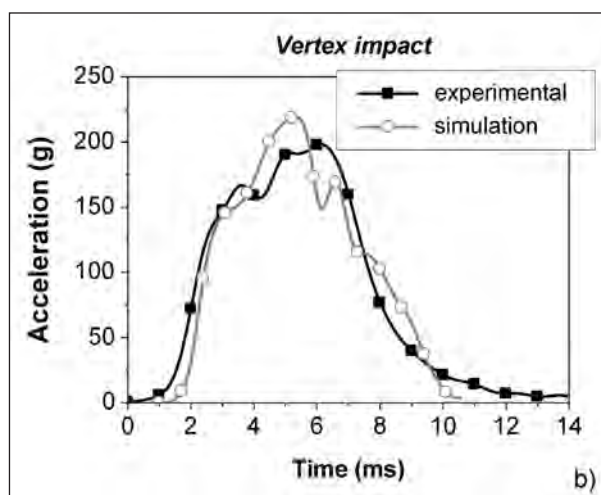


Bild 38: Verläufe der Kopfbeschleunigung im Prüftest und in der Simulation – b) die Superposition der Kopfbeschleunigungen im Prüftest und der Simulation gemäß Situation a) in Bild 37

7.2 Rekonstruktion und Darstellung der Validierungsfälle

Vorwort

Bereits in einer früheren Untersuchung wurden 28 Unfallereignisse mithilfe eines Starrkörpermodells rekonstruiert.

Ziel dieser Rekonstruktionen war die Ermittlung der Anprallbedingungen des behelmten Kopfes hinsichtlich der Anprallgeschwindigkeit (Tangential- und Normalkomponente) und der Anprallörtlichkeit am Helm sowie der Anprallstruktur.

Bild 39 gibt die Verteilung der Beschaffenheit von Strukturen wieder, gegen die der Anprall des behelmten Kopfes erfolgte (28 untersuchte Unfälle).

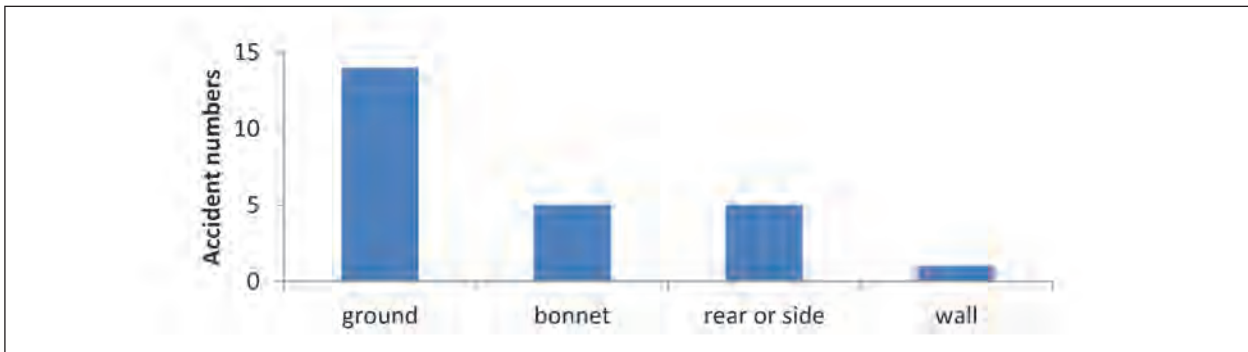


Bild 39: Verteilung der Anprall-Kontaktstrukturen nach LS-ICube

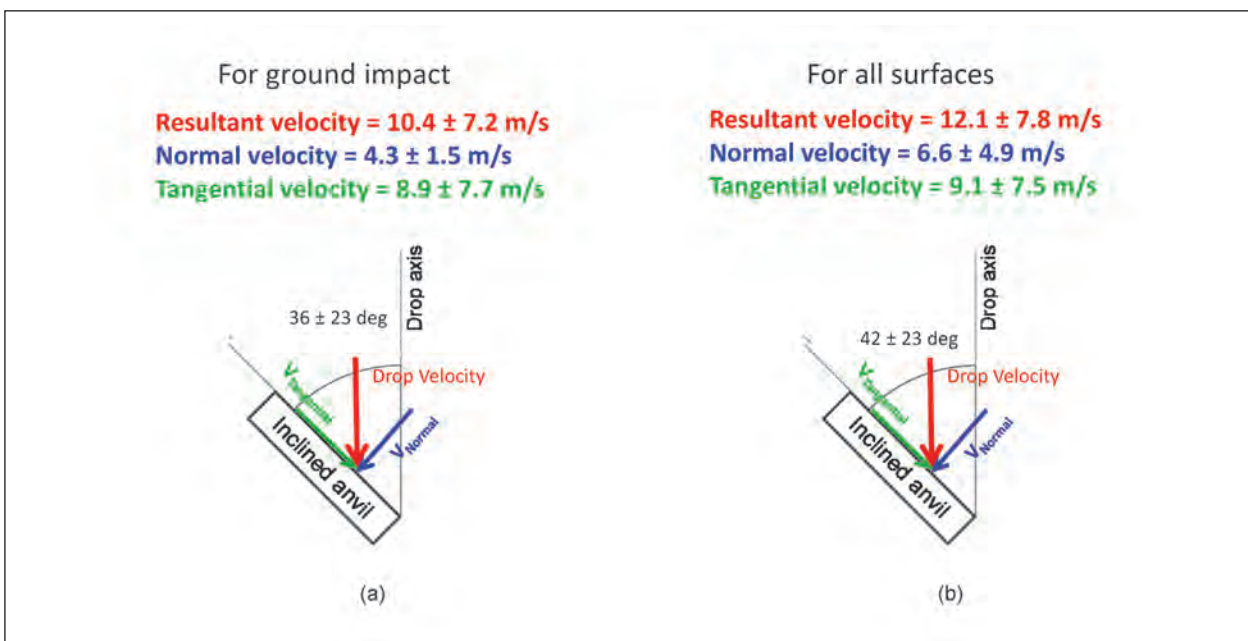


Bild 40: Mittelwerte der Anprallgeschwindigkeit (a) Boden/ebenen, (b) andere Oberflächen

In den meisten Fällen war dies eine ebene Oberfläche (z. B. Fahrbahn).

Zu jedem Unfall konnten die resultierende Anprallgeschwindigkeit und deren Tangential- und Normalkomponente sowie der Anprallwinkel ermittelt werden.

Bild 40 gibt die Komponenten der Anprallgeschwindigkeit gegen ebene Oberfläche (ground) und alle anderen Oberflächen bei der Durchführung von 28 Fallversuchen wieder.

Die Anprallwinkel gegen ebene Flächen lagen 36 ± 23 Grad und bei Anprallgeschwindigkeiten von $10,4 \pm 7,2$ m/s.

Es folgt die Darstellung der sechs bereitgestellten Validierungsfälle.

Unfall-Nr. C01

(siehe auch Kapitel 3.6, Kasuistikfall Nr. 1)

Unfallart:

- Alleinunfall, Abkommen von der Fahrbahn, Anprall des behelzten Kopfes gegen einen Baum (vor Baumanprall kein Anprall des behelzten Kopfes).
- Der Fahrer wurde schwer verletzt – ($AIS_{\text{Kopf}} = \text{MAIS} = 4$).

Unfallbeschreibung:

- Leichtkraftradfahrer, 42 Jahre (1,80 m, 60 kg).
 1. fährt streifend gegen Bordstein der rechten Straßenseite (Verdohlung, 6,6 % Gefälle),
 2. fährt schlingern weiter und kommt (ohne Sturz) nach links von der Fahrbahn ab,

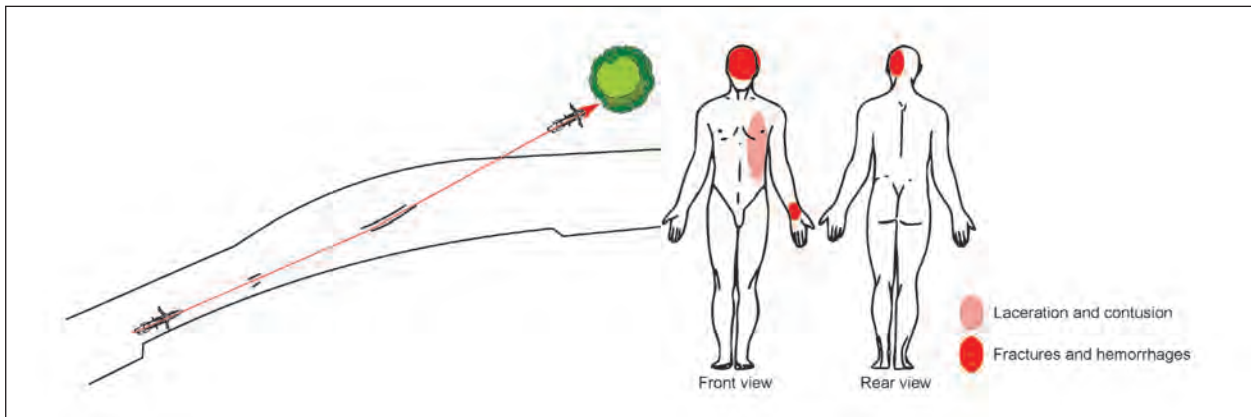


Bild 41: Unfallskizze und Verletzungsübersicht



Bild 42: Getragener Integralschutzhelm und Anprallstruktur – Baumstamm

3. prallt streifend gegen stabilen Baum (d = 16 cm) – linke Seite exponiert,
 4. gerät in seine Endlage.
- V_{kollKrad} gegen Baum = 15-20 [kmph],
 - Unfallskizze und Verletzungsübersicht (siehe Bild 41).

Verletzungen:

- Schädel-Hirn-Trauma ersten Grades, umschriebene Hirnkontusion, Subarachnoidalblutung,
- Fraktur Orbitadach, links, Fraktur Sinus frontalis, links,
- Lungenkontusion, links,
- distale Flexionsfraktur des linken Radius.

Schutzhelm:

Integralhelm mit GFK-Außenschale und EPS-Schutzpolsterung. Beschädigungen: frontal, links und Kinnbügel, links; (Bild 42 aus GIDAS-Dokumentation).

Anmerkung:

Ohne den schützenden Helm wäre die Schwere der Kopfverletzungen erheblich höher, möglicherweise nicht überlebar gewesen

Eine Starrkörpersimulation erfolgte nicht.

Es wurden mehrere FE-Simulationen mit vier Kopfanprallgeschwindigkeiten (15 km/h, 30 km/h, 40 km/h und 50 km/h) durchgeführt, um die Helmbeschädigungen realistisch nachzubilden.

Der Baumstamm wurde durch einen elastischen Zylinder (Dichte: 0,68 kg/L, Youngscher Modul: 14,3 Gpa) mit 16 cm Durchmesser nachgebildet.

Die Simulation erfolgte unter Einsatz des SUFEHM-Standardhelmes. Die Anprallsituation des behelmten Kopfes gegen den Baumstamm ist in Bild 43 und Bild 44 dargestellt.

Tabelle 30 lässt erkennen, dass 50 km/h den wahrscheinlichsten Simulationswert der Anprallgeschwindigkeit wiedergibt, da die Helmbeschädigungen am besten übereinstimmen und das Risiko bzgl. eines Subduralhämatoms (wie erlitten) bei 94,3 % liegt.

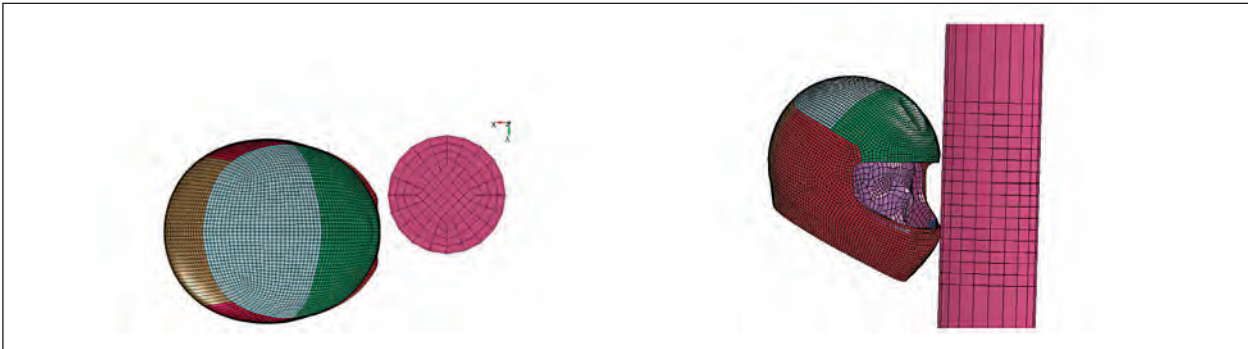


Bild 43: Konfiguration für die FE-Simulation zur Verletzungsprädiktion

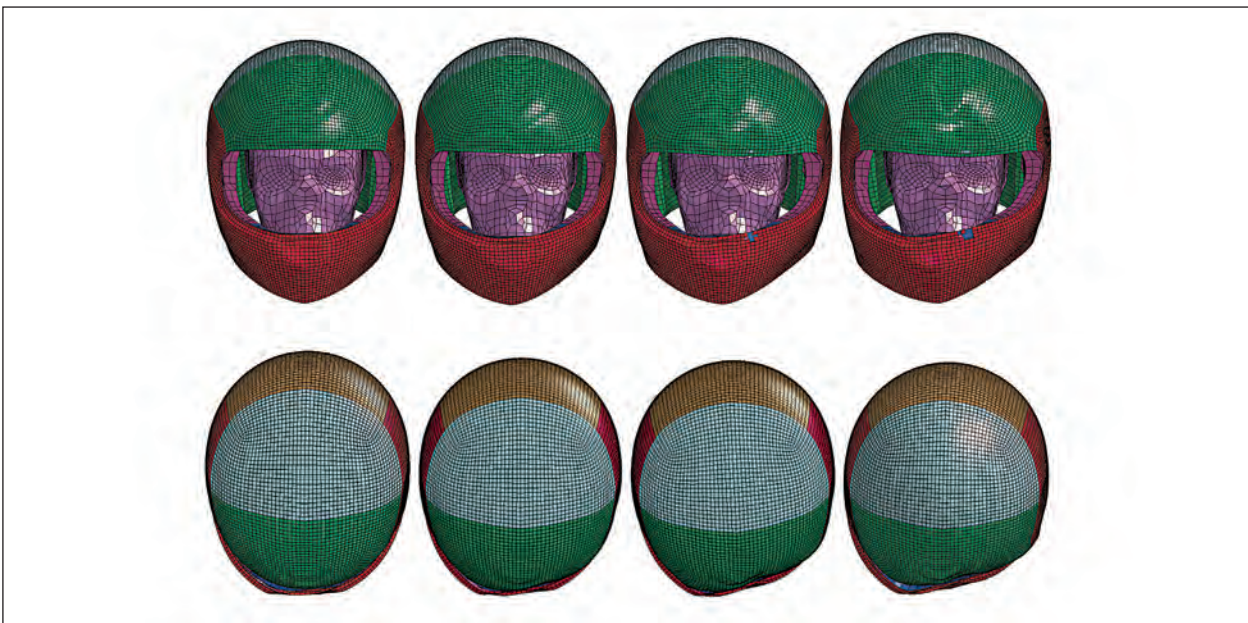


Bild 44: Helmverformungen in Abhängigkeit von der Anprallgeschwindigkeit

	Neurologische Verletzung		Subdurales Hämatom		Kompression der SP	
	Von Mises Druck	Risiko	CSF strain energy	Risiko	Ausgangsdicke	Rate
15 km/h	11,7 kPa	4 % AIS2 1,1 % AIS3+	1.250 mJ	2,5 %	Stirn: 44 mm	22 %
30 km/h	20,8 kPa	19,4 % AIS2 3 % AIS3+	2.870 mJ	11,3 %	Stirn: 44 mm	32 %
40 km/h	18,9 kPa	14,3 % AIS2 2,5 % AIS3+	3.480 mJ	19 %	Stirn: 44 mm	41 %
50 km/h	30,2 kPa	59,6 % AIS2 7,9 % AIS3+	7.740 mJ	94,3 %	Stirn: 44 mm	63 %

Tab. 30: Ergebnisse der FE-Simulation hinsichtlich des Risikos von Kopfverletzungen (C01)

Unfall-Nr. C02

(siehe auch Kapitel 3.6, Kasuistikfall Nr. 2)

Unfallart:

Kreuzungsunfall, vorfahrtsberechtigtes Krad prallt in rechte Pkw-Seite.

Unfallbeschreibung:

Von rechts kommendes, vorfahrtsberechtigtes Motorrad (Moto Guzzi, Griso) prallt in die rechte Seite eines Pkw (VW Golf).

Kollisionsgeschwindigkeit:

Pkw: $40 < V_{\text{kollPkw}} < 50$ [km/h] (querend),

Kollisionsgeschwindigkeit:

Krad: $V_{\text{kollKrad}} = \text{ca. } 26$ [km/h] (Anprall gegen Pkw).

Der 1,75 m große und 75 kg schwere Fahrer wird schwer verletzt – $\text{AIS}_{\text{Kopf}} = \text{MAIS} = 4$.

Verletzungen – Schweres Polytrauma:

- offenes Schädel-Hirn-Trauma dritten Grades mit Subarachnoidal- und Kontusionsblutungen,
- Frakturen an Schädelkalotte, Schädelbasis und im Gesichtsschädelbereich,
- multiple Prellungen und Schürfungen im Gesicht,
- paravertebrale Einblutungen, dorsal, Höhe BWK 6-9,
- Berstungsfraktur BWK 8,
- Décollement am rechten Unterschenkel.

Anmerkung:

Kinnbügel des getragenen Klapphelmes war ausweislich fehlender Unfallbeschädigungen und Spuren weit geöffnet.

Die Simulation erfolgte unter Einsatz des SUFEHM-Standardhelmes.

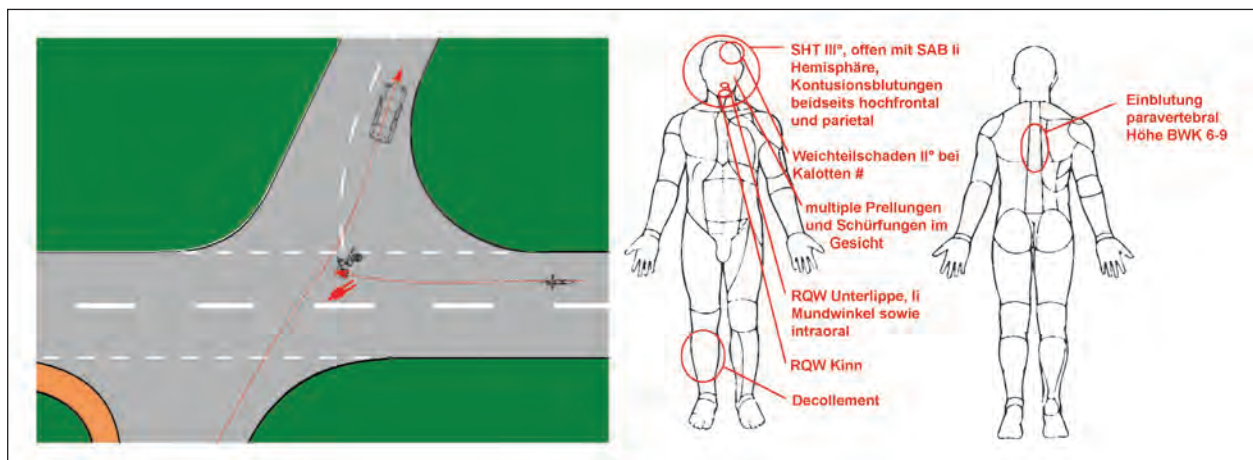


Bild 45: Unfallskizze und Verletzungsübersicht



Bild 46: Unfallbeteiligter Pkw und offen getragener Klapphelm (Quelle: GIDAS)

Bild 47 gibt die Anfangsbedingungen, den kinematischen Ablauf und die Ausgangsgeschwindigkeiten des Kollisionsgeschehens wieder. Es erfolgten zwei Anpralle (Bild 48) des behelmten Kopfes: zunächst gegen die Pkw-Seite mit 11,3 m/s und anschließend auf der Fahrbahn mit 7,4 m/s.

Anmerkung zu Tabelle 31:

Dieses Ergebnis erscheint nicht plausibel, wurde aber als Ergebnis der Simulation bestätigt.

Tabelle 31 zeigt, dass nach dem Ergebnis der FE-Kopfmodell-Simulation das Verletzungsrisiko beim Kopfanprall auf der Fahrbahn erheblich größer war, als beim Anprall gegen den Pkw.

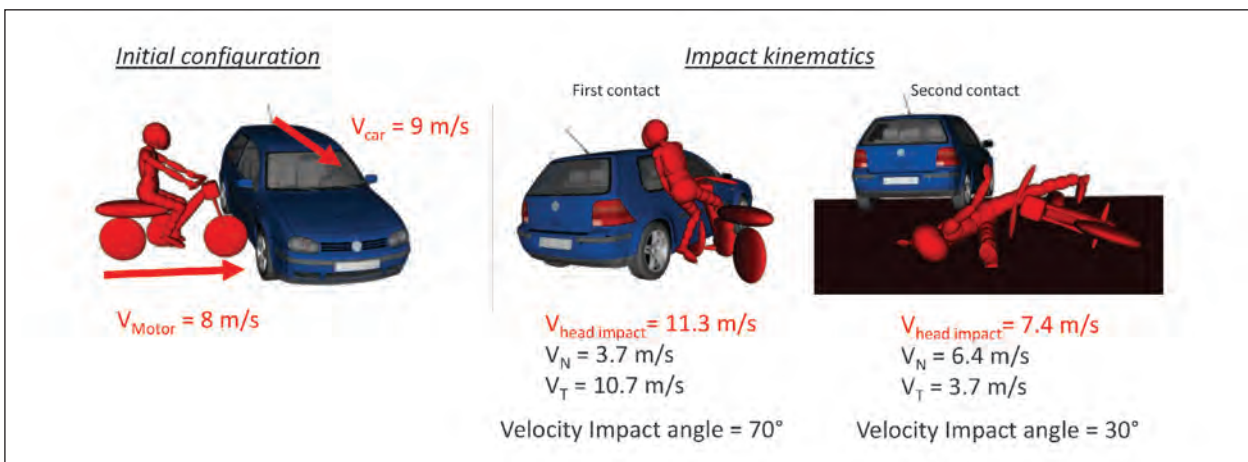


Bild 47: Anfangsbedingungen der beiden Kopfanpralle gegen Pkw und auf Fahrbahn

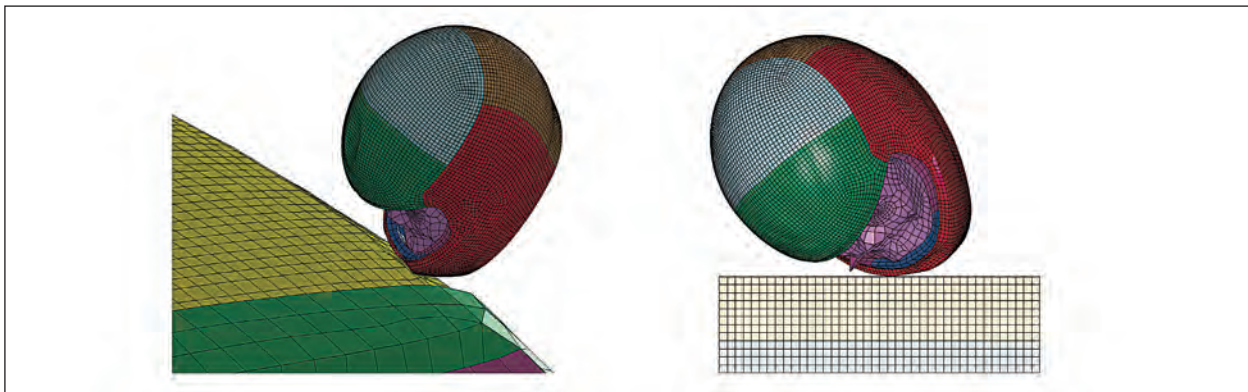


Bild 48: Anprallsituation des FE-Kopfmodelles gegen Pkw und auf Fahrbahn

	Neurologische Verletzung		Subduralhämatom		Kompression der SP	
	Von Mises Stress	Risiko	CSF strain energy	Risiko	Ausgangsdicke	Rate
Pkw-Kontakt	14,3 kPa	6,4 % AIS2 1,5 % AIS3+	300 mJ	1 %	Kinn: 13-mm Stirn: 44 mm	76 % 14 %
Fahrbahn-Kontakt	33,5 kPa	73,3 % AIS2 10,8 % AIS3+	1.640 mJ	3,6 %	Kinn: 13 mm	83 %

Tab. 31: Ergebnisse der FE-Simulation hinsichtlich des Risikos von Kopfverletzungen (C02)

Unfall-Nr. C03

Kurzbeschreibung: nach links abbiegende KradfahrerIn wird von Pkw überholt.

Unfallart:

Nach links abbiegende KradfahrerIn wird von Pkw überholt, angefahren und unterfahren.

Unfallbeschreibung:

37-jährige KradfahrerIn befuhrt mit Krad Harley-Davidson eine trockene Staatsstraße und wollte nach links in eine Gemeindestraße abbiegen. In gleicher Richtung fahrend setzte ein Pkw BMW Touring zum Überholen an und prallte mit dem rechten Vorderwagenbereich und Kotflügel gegen die linke Seite des nach links abbiegenden Krades – siehe Bild 49.

Hierdurch kam es zunächst zu einem Kopfanprall gegen die Frontscheibe und den rechten A-Pfosten und sodann zu einer Unterfahrung des Körpers der KradfahrerIn, der final auf der Straße oder dem angrenzenden Wiesenbereich aufschlug.

Pkw: $V_{\text{Koll Pkw}}$: 86-88 km/h, $V_{\text{Auslauf Pkw}}$: ca. 77 km/h,

Krad: $V_{\text{Koll Krad}}$: 26-34 km/h, $V_{\text{Auslauf Krad}}$: ca. 79 km/h,

Kollisionswinkel: 13-14 Grad.

Die 1,65 m große und 64 kg schwere FahrerIn erlitt ein Polytrauma mit schwerem SHT.

$\text{AIS}_{\text{Kopf}} = \text{MAIS} = 4$.

Verletzungen:

- Schädel-Hirn-Trauma dritten Grades mit deutlicher Hirnschwellung ($\text{AIS}_{\text{Kopf}} = \text{MAIS} = 4$),
- Kalottenfraktur rechts temporal bis rechtes Felsenbein,

- Kontusionsblutung, links temporal, supratentorielle SAB, parietal und links, schmales SDH links parietal bis temporal,
- Clavikulafraktur rechts, Rippenserienfraktur (3 bis 5) rechts, dorsolateral,
- schmaler Hämatothorax rechts,
- Lungenkontusion beidseits,
- linker Oberschenkel: großes Hämatom und Kontusion,
- linker Unterschenkel: ausgedehnte Weichteilverletzung,
- linkes Knie: Verdacht auf Innenbandruptur.

Anmerkung zum Helm:

Die MotorradfahrerIn trug einen minderwertigen Schutzhelm (Brain-Cap); bei der FE-Simulation wurde der SUFEHM-Standardhelm eingesetzt, um das Risiko von Kopfverletzungen beim Kopfanprall am Pkw zu untersuchen.

Bild 50 gibt die Anfangsbedingungen und die Geschwindigkeiten des Pkw und des Motorrads im wahrscheinlichen Ablauf des Unfallgeschehens in der Starrkörper-Simulation wieder (Bild 50). Als Ergebnis wurde ein Kopfkontakt mit einer Anprallgeschwindigkeit von 11,8 m/s ermittelt.

Darstellung der Anprallposition des behelmten Kopfes unmittelbar vor dem Anprall und zum Zeitpunkt der maximalen zerebralen Von Mises Druckspannung (Bild 51).

Es wurde auch ein Kopfanprall ohne Helm simuliert. Hierbei wurde das Risiko eines Subduralhämatomes (bei einer inneren Energie der Cerebrospinalflüssigkeit (CSF) von 11.500 mJ) zu 100 % ermittelt (siehe Tabelle 32).

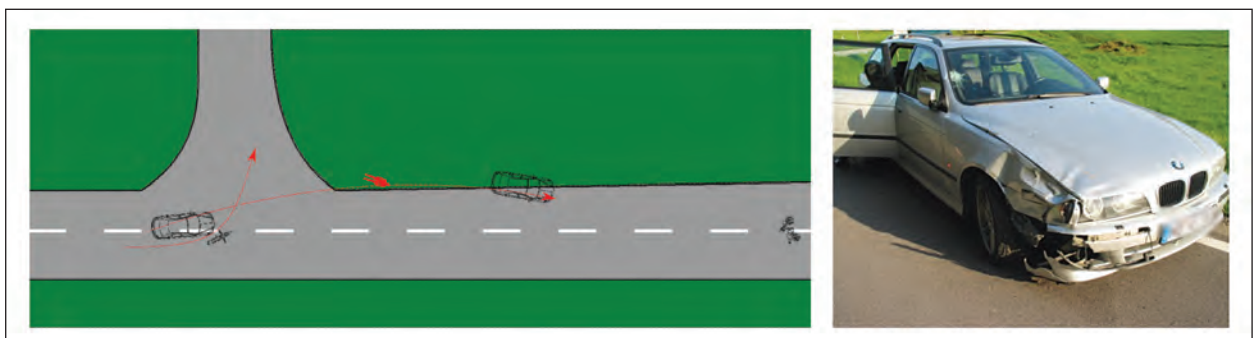


Bild 49: Unfallskizze, Beschädigungen am Pkw

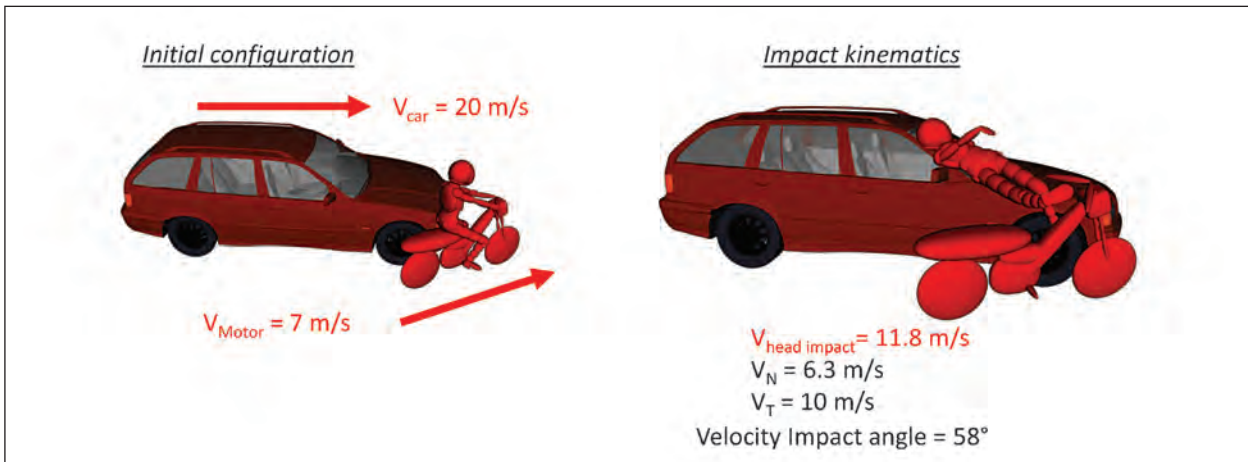


Bild 50: Starrkörper-Simulation mit Anfangsbedingungen des Kopfanpralls (C03)

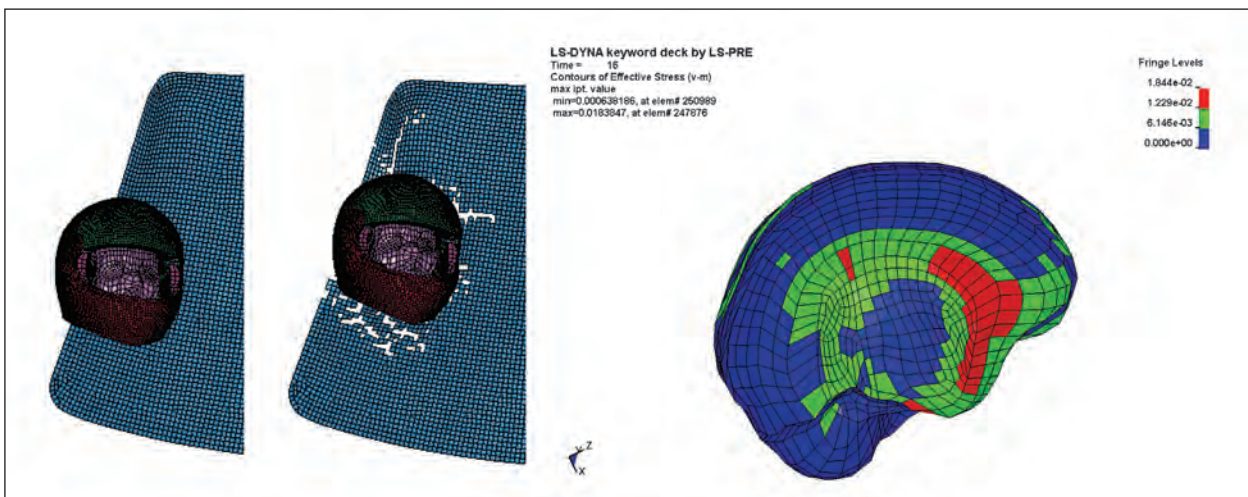


Bild 51: FE-Simulation: vor Anprall und bei max. zerebraler Von Mises Druckspannung

	Neurologische Verletzung		Subduralhämatom		Kompression der SP	
	Von Mises Stress	Risiko	CSF Zugenergie	Risiko	Ausgangsdicke	Rate
Frontscheiben-Kontakt	18,4 kPa	13,2 % AIS2 2,3 % AIS3+	3.120 mJ	14,1 %	Wange: 42 mm	88 %
Frontscheiben-Kontakt	k. A.		11.500 mJ	100 %	Anprall ohne Helm	./.

Tab. 32: FE-Simulation zum Risiko von Kopfverletzungen mit und ohne Schutzhelm (C03)

Unfall-Nr. C04

Kurzbeschreibung: Kreuzungsunfall, LKrad in linke Pkw-Seite

Unfallart:

Kreuzungsunfall, vorfahrtsberechtigtes LKrad in linke Seite eines Pkw-Kombi.

Unfallbeschreibung:

Vorfahrtsberechtigter LKrad-Fahrer prallt mit einer Geschwindigkeit zwischen 35 und 45 km/h etwa im rechten Winkel gegen die Fahrertür und die angrenzende Dachstruktur eines relativ hoch gebauten Pkw-Kombi.

Der Pkw querte, leicht bergan fahrend die Fahrspur des LKrad-Fahrers mit einer Geschwindigkeit von ca. 40 km/h; er wurde von keinem der LKrad-Aufassen überflogen, aber auch nicht zum seitlichen Umsturz gebracht (siehe Bild 52).

Kollisionsgeschwindigkeit Krad:

$$V_{\text{KollKrad}} = 35-45 \text{ [kmph]},$$

Kollisionsgeschwindigkeit Pkw (querend):

$$V_{\text{Pkw}} = 35-40 \text{ [kmph]}.$$

Durch das Kollisionsgeschehen wurde der Fahrer schwer ($\text{AIS}_{\text{Kopf}} = \text{MAIS} = 4$), der Sozius leicht verletzt.

Verletzungen – Polytraumatisierter Patient:

- Schädelhirntrauma dritten Grades ($\text{AIS}_{\text{Kopf}} = \text{MAIS} = 4$),
- Stammganglienblutung, diffuse axonale Läsionen,

- Prellung occipital, Halsrisswunde rechtsseitig,
- Einriss der Vena jugularis externa,
- Querfortsatzfraktur HWK 7 rechts und BWK 1, 3, 6-8 rechts,
- Vorderkantenfraktur BWK 9,
- leichte Lungenkontusion rechts basal, geringer Pneumothorax links,
- kleine Pleuraergüsse beidseits,
- Radius-Flexionsfraktur links,
- multiple Weichteilkontusionen.

Nachfolgend sind die kinematischen Anfangsbedingungen und Geschwindigkeiten des LKrades (11 m/s/39,6 km/h) und des Pkw-Kombi (7 m/s/25,2 km/h) zum wahrscheinlichen Ablauf des Unfallgeschehens mittels Starrkörper-Simulation wiedergegeben (Bild 53).

Zwei Anprallkontakte des behelmten Kopfes wurden ermittelt: zunächst gegen die Pkw-Seite mit einer resultierenden Anprallgeschwindigkeit von 13,5 m/s und anschließend auf die Fahrbahn mit 6,7 m/s.

Die Simulation erfolgte unter Einsatz des SUFEHM-Standardhelmes.

FE-Simulation für beide Anprallkontakte des behelmten Kopfes: zuerst gegen die Pkw-Seite und anschließend auf der Fahrbahnoberfläche (Bild 54).

Nach dem Simulationsergebnis war das Risiko von Kopfverletzungen beim Anprall des behelmten Kopfes auf der Fahrbahn erheblich höher als beim Anprall gegen die Pkw-Seite.

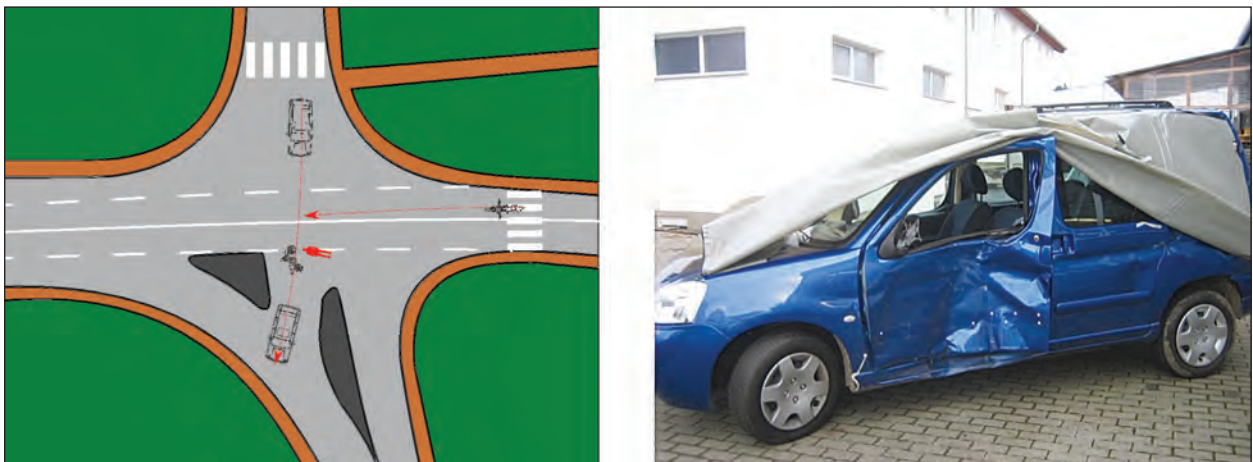


Bild 52: Unfallskizze, Beschädigungen am Pkw

Anmerkung zu Bild 54:

Dieses Ergebnis erscheint nicht plausibel, wurde aber als Ergebnis der Simulation bestätigt.

Tabelle 33 gibt die Werte des Von Mises Druckes im Gehirn und der inneren Energie der Cerebrospinalflüssigkeit (CSF) für beide Anprallkontakte wieder.

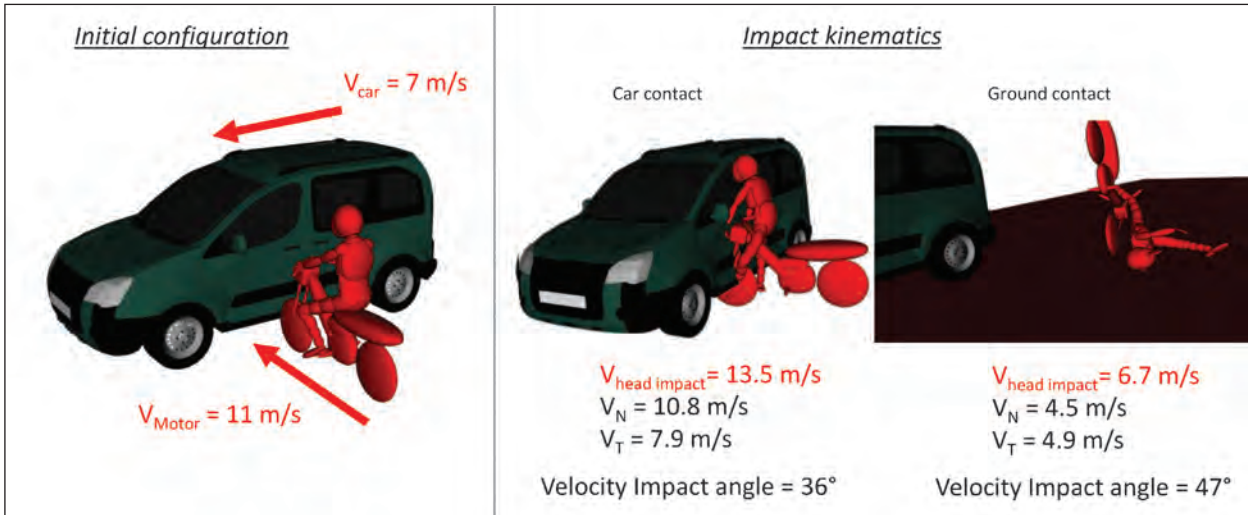


Bild 53: Starrkörper-Simulation-Relativposition und Geschwindigkeiten der Kopfanpralle

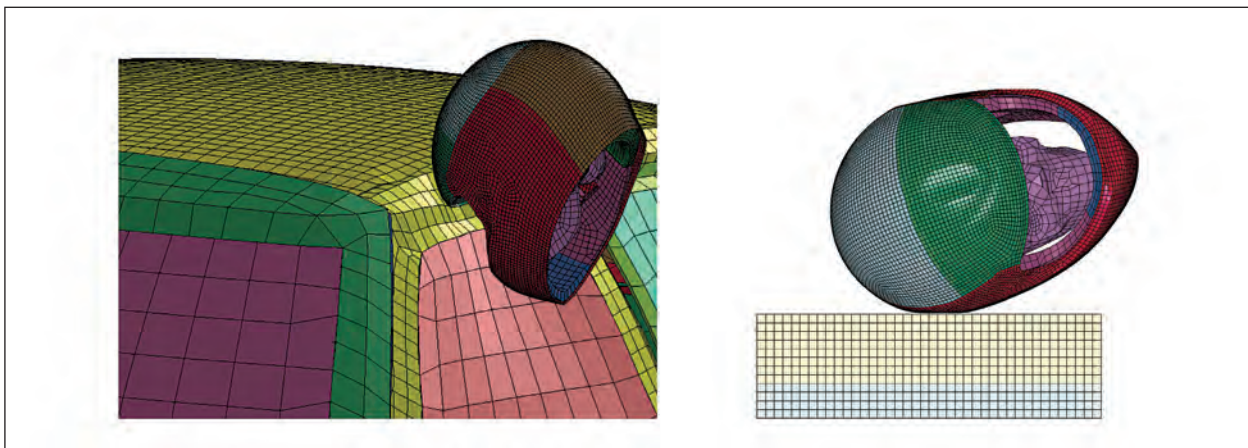


Bild 54: FE-Simulation für beide Anprallkontakte des behelmten Kopfes

	Neurologische Verletzung		Subduralhämatom		Kompression der SP	
	Von Mises Druck	Risiko	CSF Zugenergie	Risiko	Ausgangsdicke	Rate
Pkw-Kontakt	26,2 kPa	40,6 % AIS2 5,3 % AIS3+	1.550 mJ	3,3 %	Stirn: 44 mm Kinn: 13 mm	41 % 54 %
Fahrbahn-Kontakt	49,7 kPa	98,5 % AIS2 41,3 % AIS3+	4.880 mJ	48,7 %	Seite: 46 mm	27 %

Tab. 33: Ergebnisse der FE-Simulation hinsichtlich des Risikos von Kopfverletzungen (C04)

Unfall-Nr. C05

Kurzbeschreibung: Kradaufprall gegen Pkw-Heck

Unfallart:

Kradaufprall gegen das Heck eines stehenden Pkw.

Unfallbeschreibung:

Ungebremster Aufprall des Motorrades etwa mittig gegen das Heck eines stehenden Pkw.

Der Motorradfahrer (42 Jahre, Körpergröße: 1,80 m, Körpermasse: 80 kg) überfliegt nach Anprall den Pkw und gerät ca. 6 Meter vor dem Pkw in seine Endlage.

Endlage des Krades entgegen der ursprünglichen Fahrtrichtung, etwa mittig hinter dem Pkw.

Endstand Pkw am rechten Fahrbahnrand in ca. 5 Metern Abstand zum Krad (siehe Bild 55).

Anmerkung zum Helm:

Der initial ordnungsgemäß getragene Integral-schutzhelm (1.480 Gramm) wurde infolge der Anprallenergie/Körperverzögerung abgeschleudert. Wäre der Schutzhelm bis zum Fahrbahnanprall auf dem Kopf verblieben, so wären die Schädelfraktur vermieden und die Schwere der Hirnverletzung vermindert worden; ferner wäre der Motorradfahrer wahrscheinlich primär handlungsfähig geblieben.

Pkw: $V_{\text{Koll Pkw}}$: 0,00 km/h, $V_{\text{Auslauf Pkw}}$: ca. 18 km/h,

Krad: $V_{\text{Koll Krad}}$: 70-85 km/h, $V_{\text{Auslauf Krad}}$: ca. 10 km/h,

Massenverhältnis der Fahrzeuge ca. 1: 4.

Verletzungen (bei Obduktion):

- Rissquetschwunde der Kopfschwarte rechts occipito-temporal,

- Kalottenfraktur von rechts occipito-temporal nach vorne zur Schädelbasis verlaufend, Übergang in eine Fraktur der Schädelbasis,
- Hirnrindenprellungsherde (Contre-Coup) des linken Schläfenpols und benachbarter Bereiche des Stirnhirns (Kopfanprall ohne Helm, nach Helmabschleuderung),
- Hämatocephalus internus durch Zerreißung des Septum pellucidum, Hirnödeme,
- Frakturen beider Unterschenkel mit Durchspießung nach vorne,
- Frakturen beider Unterarme,
- Druckschürfmärken an beiden Unterkieferästen, rechts stärker ausgeprägt (Kinnriemenschnelle).

Todesursache:

Aspiration von Erbrochenem aufgrund des o. g. Schädel-Hirn-Traumas.

Bild 56 gibt die Anfangsbedingungen und Geschwindigkeiten des Krades (27,5 m/s/99 km/h) und des Pkw (2,0 m/s/7,2 km/h) zum wahrscheinlichen Ablauf des Unfallgeschehens mittels der Starrkörper-Simulation wieder. Zwei Anprallkontakte wurden ermittelt: zunächst gegen das Pkw-Heck und dessen Dachbereich mit einer relativen Anprallgeschwindigkeit von 9,3 m/s und einem Anprallwinkel von 46 Grad; der zweite Anprall erfolgte auf der Fahrbahn mit einer Anprallgeschwindigkeit von 11,2 m/s und unter einem Winkel von 2 Grad.

Die FE-Anprallsimulationen mit dem kombinierten Kopf-Helmmodell gegen das Fahrzeugheck und auf die Fahrbahn erfolgten entsprechend dem Bild 57. Der Motorradfahrer hatte im Unfall nach dem Anprall gegen den Pkw seinen Helm verloren; der zweite Anprall auf der Straße geschah ohne Helm.



Bild 55: Unfallbeteiligte Fahrzeuge, Unfallstelle (Quelle: Archiv IRMFR)

Die Abschätzung des Verletzungsrisikos wurde für beide Kopfanpralle mit dem SUFEHM-Standardhelm vorgenommen.

Die Simulation ergab, dass auch bei Nutzung eines Helmes der Fahrbahnaufprall mit einem 100-prozentigen Kopfverletzungsrisiko (Subduralhämatom) verbunden war (siehe Tabelle 34).

Anmerkung zu Tabelle 34:

Dieses Ergebnis erscheint nicht plausibel, wurde aber als Ergebnis der Simulation bestätigt.

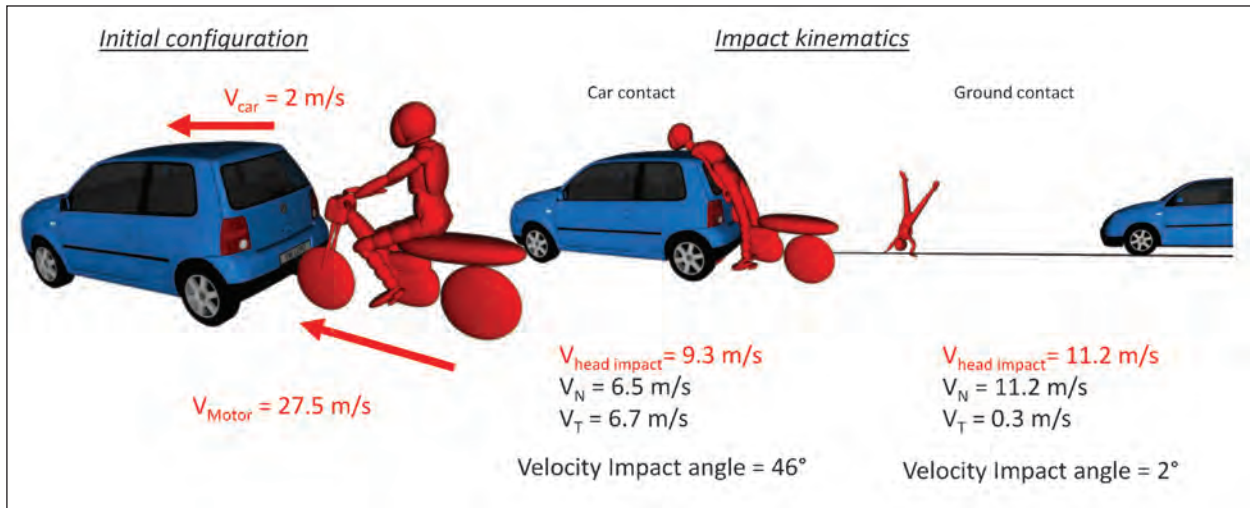


Bild 56: Starrkörper-Simulation mit Relativpositionen und Geschwindigkeiten

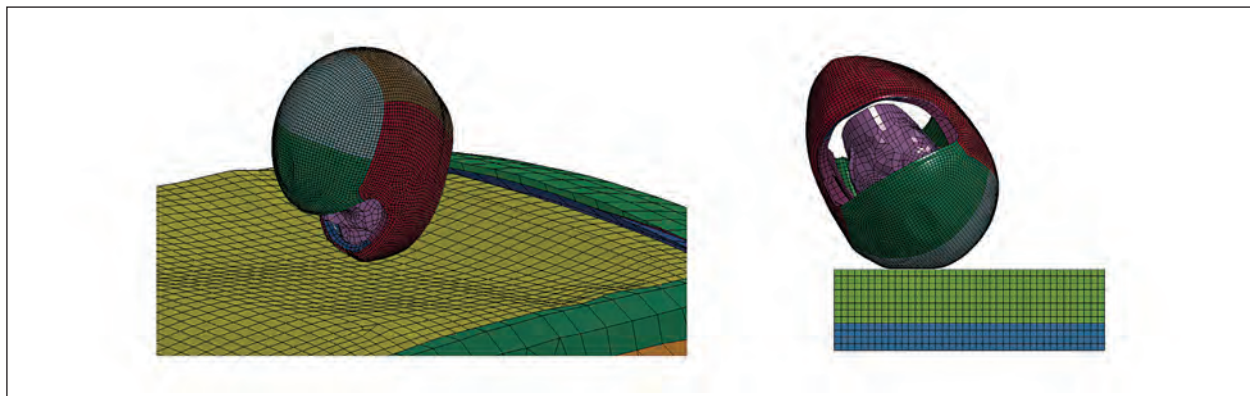


Bild 57: FE-Helm-Kopfmodell: Simulation der Anpralle gegen Pkw und auf Fahrbahn

	Neurologische Verletzung		Subduralhämatom		Kompression der SP	
	Von Mises Druck	Risiko	CSF Zugenergie	Risiko	Ausgangsdicke	Rate
Pkw-Kontakt	14,7 kPa	6,9 % AIS2 1,6 % AIS3+	360 mJ	1,0 %	Stirn: 44 mm Kinn: 13 mm	11 % 85 %
Fahrbahn-Kontakt	49,2 kPa	98,3 % AIS2 40,0 % AIS3+	14.500 mJ	100 %	Scheitel: 45 mm	48 %

Tab. 34: FE-Simulation zum Risiko von Kopfverletzungen bei beiden Kopfanprallen (C05)

Unfall-Nr. C06

Kurzbeschreibung: Frontalunfall eines Leichtkraftra-des gegen Pkw-Front

Unfallart:

Frontalunfall eines Leichtkraftradfahrers gegen Pkw-Front.

Unfallbeschreibung:

LKrad-Fahrer befährt mit seinem LKrad eine trockene, schwarzgedeckte, ca. 4,55 m breite Verbindungsstraße im Bereich einer unübersichtlichen Rechtskurve mit zunehmender Geschwindigkeit (40-60 km/h) bergan (ca. 13 % Steigung).

Zur gleichen Zeit fährt ein Pkw mit einer Geschwindigkeit von ca. 30-40 km/h bergab. Da beide Fahrzeuge nicht so weit rechts wie möglich fahren, kommt es im Scheitelpunkt der Kurve zum frontalen Zusammenstoß beider Fahrzeuge (siehe Bild 58).

Anmerkung zum Helm:

Die Situation an der Unfallstelle und die Verletzungsbefunde sprechen dafür, dass der Helm sich beim Frontscheibenanprall vom Kopf löste und unmittelbar vor dem Pkw in seine Endlage geriet.

Nach dem Ergebnis der Helmuntersuchung könnte es zu einer Verhakung der Zugschlaufe der Kinnriemenschließe mit dem Sonnenschieber und somit zu einer Öffnung des Kinnriemens gekommen sein. Diese Sichtweise wird gestützt durch das Fehlen einer Kinnriemenmarke am Unterkiefer.

Kollisionsgeschwindigkeit LKrad:

$V_{\text{Koll LKrad}}$: ca. 53 +/- 5 km/h,

Kollisionsgeschwindigkeit Pkw:

$V_{\text{Koll Pkw}}$: ca. 28 +/- 5 km/h,

Anprallgeschwindigkeit gegen Frontscheibe:

V_{Kopf} : 10-14 m/s.

Infolge der Kollision prallte der L-Krad-Fahrer mit dem behelmten Kopf gegen die Windschutzscheibe (VSG) des Pkw und überfliegt den Pkw; er stürzt auf die Straße und erreicht seine Endlage ca. 9 m hinter dem Pkw.

Der 25-jährige LKrad-Fahrer (1,86 m, 96 kg) wurde lebensbedrohlich verletzt (Schädel-Hirn-Trauma dritten Grades mit deutlicher Hirnswellung ($\text{AIS}_{\text{Kopf}} = \text{MAIS} = 4$) und erlag 7 Tage später seinen Verletzungen.

Verletzungen (bei Autopsie):

- schweres, offenes Schädelhirntrauma mit Berstungsbruch des Schädels bei Bruchlinienauslauf in die rechte mittlere Schädelgrube,
- Blutansammlung unter der harten Hirnhaut (Subduralhämatom),
- Hirnrindenprellungsblutungen (Coup-Blutungen) im rechten und im linken Schläfenlappen sowie an den Unterseiten beider Stirnlappen (Contre-Coup-Blutungen),
- massives Hirnödem,
- Bruch des handgelenksnahen linken Unterarms.

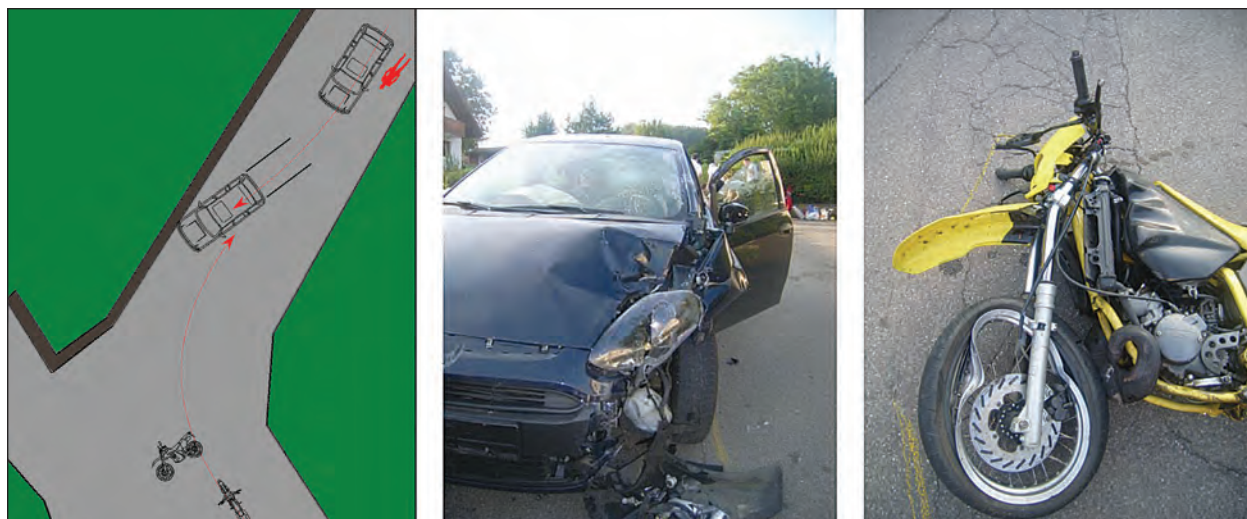


Bild 58: Unfallskizze und unfallbeteiligte Fahrzeuge (Quelle: IRMFR)

Bild 59 gibt die Anfangsbedingungen und Geschwindigkeiten des Krades (hypothetisch 7 m/s/ 25,2 km/h) und des Pkw (4 m/s/14,4 km/h) zum wahrscheinlichen Ablauf des Unfallgeschehens mittels der Starrkörper-Simulation wieder.

Darstellung der Relativposition des behelmten Kopfes unmittelbar vor dem Anprall und während des Anpralles sowie des Maximalbereiches des Von Mises Druckes im Gehirn (Mpa) (Bild 60). Der nach-

folgende, zweite Anprall ohne Helm auf der Fahrbahn wurde nicht simuliert. Die Abschätzung des Verletzungsrisikos für den ersten Kopfanprall wurde mit dem SUFEHM-Standardhelm vorgenommen.

Anmerkung zu Bild 59:

Das Ergebnis der Starrkörpersimulation erscheint nicht plausibel, wurde aber als Ergebnis der Simulation (Tabelle 35) bestätigt.

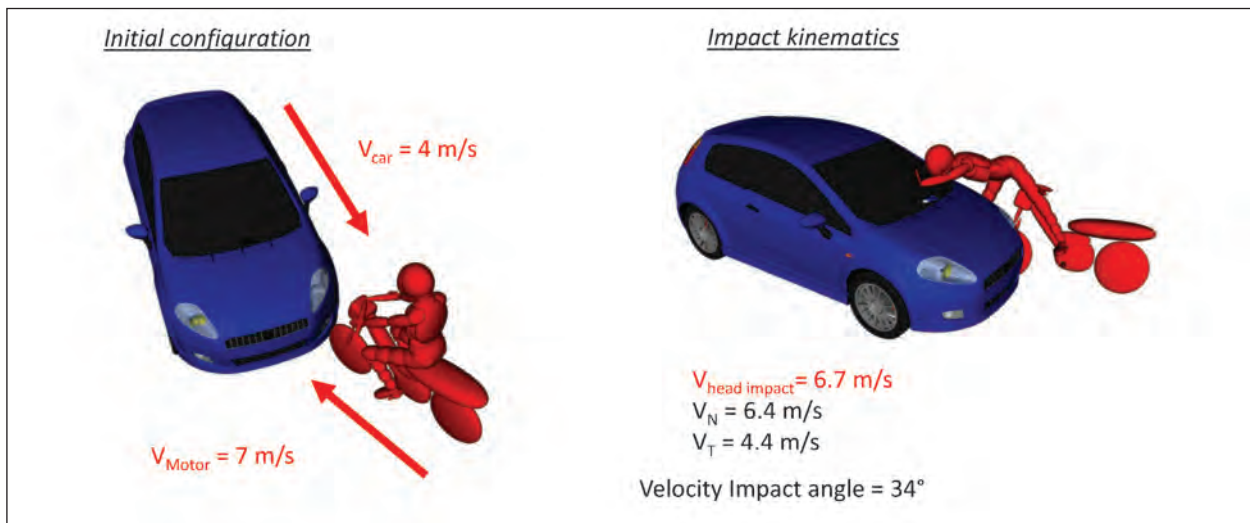


Bild 59: Starrkörper-Simulation mit Relativpositionen und Geschwindigkeiten

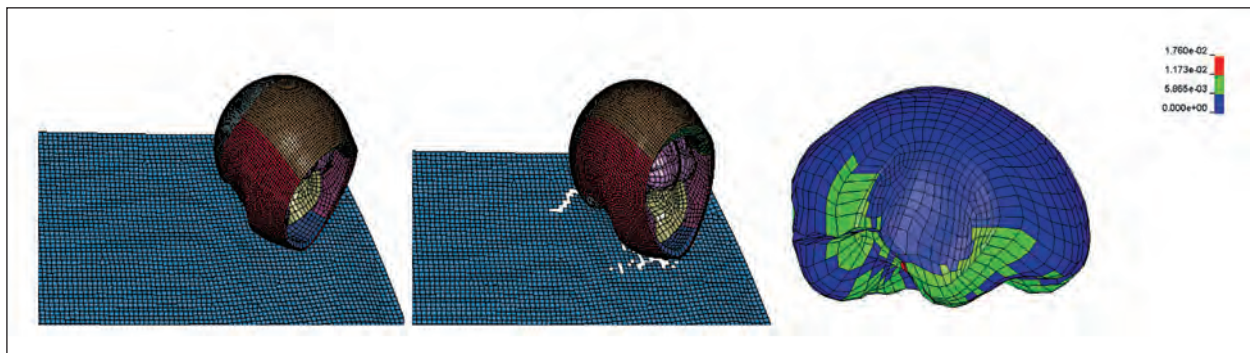


Bild 60: FE-Simulation: vor Anprall und bei max. zerebraler Von Mises Druckspannung

	Neurologische Verletzung		Subduralhämatom		Kompression der SP	
	Von Mises Druck	Risiko	CSF Zugenergie	Risiko	Ausgangsdicke	Rate
Frontscheibe	17,6 kPa	11,5 % AIS2 2,2 % AIS3+	2.820 mJ	10,8 %	Kinn: 13 mm	85 %

Tab. 35: FE-Simulation zum Risiko von Kopfverletzungen (nur Frontscheibenanprall) (C06)

7.3 Zusammenfassung zu den Validierungsfällen

Sechs aus der Unfalldatenbasis bereit gestellte Motorradunfälle (GIDAS- und Freiburg-Daten) wurden aus dem Blickwinkel der Wechselwirkung von Schutzhelm und zu schützendem Kopf beim Anprallgeschehen als Validierungs-Pilotfälle in drei Schritten in das Straßburger Simulationsmodell (SUFEHM) implementiert.

Zunächst erfolgte unter Nutzung eines Starrkörpermodelles (MADYMO) eine Rekonstruktion des kinematischen Ablaufs der Körperbewegung des Motorradfahrers unter besonderer Berücksichtigung der Anfangsbedingungen des Anpralles des behelmteten Kopfes.

Sodann wurde unter Einsatz eines FE-Modelles der Anprall des behelmteten Kopfes simuliert, um hierdurch die Verformungen des Helmes wie auch die intracerebrale Anprallreaktion im zeitlichen Verlauf darzustellen.

Schließlich wurde das Risiko von Kopfverletzungen auf der Grundlage von solchen Kopfverletzungskriterien bewertet, die sich auf Ergebnisse des Straßburger Simulationsmodelles (SUFEHM) stützen.

Hinsichtlich der Wechselwirkung von Kopf und Helm bezüglich der Verletzungsentstehung beim Frontalaufprall zeigte sich (unter Hinweis auf die geringe Fallzahl), dass ein signifikantes Risiko von Gehirnverletzungen dann vorliegt, wenn die Schutzpolsterung um 50 % und mehr komprimiert wird.

Beim seitlichen Aufprall des behelmteten Kopfes sinkt die Zusammendrückung der Schutzpolsterung auf Werte von nur 30 % mit der Folge schwerer Gehirnverletzungen.

Auch aus den Ergebnissen der Modellsimulation kann gefolgert werden, dass der Schutz des Gehirnes zu verbessern wäre, wenn die Helmstruktur mehr Anprallenergie absorbieren könnte, insbesondere im Fall seitlicher Helmanpralle.

Im Fall von Anprallen im Kinnbügelbereich können Kompressionen von bis zu 80 % auftreten, wobei anzumerken ist, dass der SUFEHM-Referenzhelm an dieser Stelle nur eine sehr geringe Dicke (der SP) aufweist und bezüglich derartiger Anpralle nicht validiert wurde.

Zu beobachten war auch, dass in vielen Fällen eine nennenswerte Tangentialkomponente der Anprallgeschwindigkeit vorlag bei Anprallwinkeln von im Mittel 40 Grad und einer resultierenden Anprallgeschwindigkeit (Mittelwert) von 11 m/s (ca. 40 km/h).

Die Aufbereitung und Implementierung der ausgewählten Validierungsfälle und die Durchführung der numerischen Versuche haben gezeigt, dass die praktizierte Vorgehensweise hilfreich ist und zu wertigen Ergebnissen bezüglich der Wechselwirkung von Schutzhelm und zu schützendem Kopf und der verbundenen Traumatogenese führt, wobei einige Ergebnisse noch zu diskutieren sind.

Eine geschlossene Lösung weist das SUFEHM mit Blick auf die Normungsarbeit derzeit noch nicht auf. Es ist daher anzustreben, die Architektur und Leistungsfähigkeit des Simulationsmodells weiter zu entwickeln.

Es bleibt nachzuweisen, ob Erfolge bezüglich des Verletzungsschutzes durch alleinige Änderungen der Beschaffenheit und Gestaltung der Schutzpolsterung zu erzielen sind oder nur durch eine gesamtseitliche Änderung und biomechanische Anpassung des Systems Schutzhelm.

In Tabelle 36 sind die wesentlichen Gegebenheiten der sechs bereitgestellten Validierungsfälle (GIDAS- und Freiburg-Daten) nach erfolgter Simulation mittels des SUFEHM zusammengestellt:

- Kollisions- bzw. Einwirkstruktur,
- tatsächlich erlittene Verletzungen (nur Befunde der Kopfverletzungen (alle AIS_{Kopf} -Werte = 4),
- Prädiktoren, Wertegrenzen und Risiko bezüglich neurologischer Verletzungen und Subduralhämatome.

Fall-Nr.	Kollisions- bzw. Einwirk- struktur	Erlittene Verletzungen	Neurologische Verletzungen Prädiktion		Subduralhämatome Prädiktion	
			Von Mises Drucksp.	Risiko	CSF Zugenergie	Risiko
C 01	Baumstamm	SHT I, Hirnkontusion, SAB, Fraktur Orbitadach u. Sinus frontalis	30,2 kPa	59,6 % AIS2 7,9 % AIS3+	7.740 mJ	94,3 %
C 02	Pkw-Seite	offenes SHT III mit SAB, Frakturen am Schädeldach, der Schädelbasis und im Gesichtsschädel	14,3 kPa	6,4 % AIS2 1,5 % AIS3+	300 mJ	1 %
	Fahrbahn	Anm.: Klapphelm, Kinnbügel offen	33,5 kPa	73,3 % AIS2 10,8 % AIS3+	1.640 mJ	3,6 %
C 03	Pkw-Kotflügel vorne, rechts Frontscheibe	SHT III, SAB, SDH parietal links, Kontusionsblutung links temporal, Hirnödem, Schädelbruch rechts (Brain-Cap)	18,4 kPa	13,2 % AIS2 2,3 % AIS3+	3.120 mJ	14,1 %
C 04	Pkw-Seite	SHT III, diffuse axonale Läsionen, Stammganglienblutung, Prellung occipital	26,2 kPa	40,6 % AIS2 5,3 % AIS3+	1.550 mJ	3,3 %
	Fahrbahn		49,7 kPa	98,5 % AIS2 41,3 % AIS3+	4.880 mJ	48,7 %
C 05	Pkw-Heck	Anmerkung: Helmabschleuderung vor Kopfanprall auf Fahrbahn	14,7 kPa	6,9 % AIS2 1,6 % AIS3+	360 mJ	1,0 %
	Fahrbahn	Rissquetschwunde der Kopfschwarte rechts occipito-temporal, Frakturen an Schädeldach und Schädelbasis, Hirnrindenprellungsherde an linkem Schläfenpol und Stirnhirn	49,2 kPa	98,3 % AIS2 40,0 % AIS3+	14.500 mJ	100 %
C 06	Pkw-Front	SHT III mit Schädelberstungsbruch bis zur Schädelgrube, SDH, Hirnrindenprellungsblutungen, massives Hirnödem (Helmabschleuderung)	17,6 kPa	11,5 % AIS2 2,2 % AIS3+	2.820 mJ	10,8 %

Tab. 36: Zusammenstellung der Fallergebnisse – erlittene Verletzungen und deren Prädiktion

Anmerkung zu Tabelle 36:

Bei den Fällen C02 und C04 fällt auf, dass das Risiko von Kopfverletzungen in der zweiten Verletzungsphase – jeweils finaler Anprall des Kopfes auf der Fahrbahn – nach dem Ergebnis der Computersimulation mittels des Straßburger FE-Helm-Kopfmodelles sowohl hinsichtlich neurologischer Verletzungen als auch hinsichtlich Subduralhämatomen erheblich höher (zwei- bis über zehnfach) eingestuft wird, als beim ersten energiereichen Anprall des behelmten Kopfes gegen die jeweilige Pkw-Struktur.

8 UN-R 22 – Status, Bewertung, weitere Entwicklung

Einheitliche Bedingungen für die Genehmigung der Schutzhelme und ihrer Visiere für Fahrer und Mitfahrer von Kraftträdern und Mopeds

Uniform provisions concerning the approval of protective helmets and their visors for drivers and passengers of motor cycles and mopeds

Regulation No. 22, Revision 4, Incorporating all valid text up to: 05 series of amendments – Date of entry into force: 30 June 2000.

Corrigendum 1 to the 05 series of amendments, subject of Depositary Notification C.N.427.2000. TREATIES-1 dated 27 June 2000.

Corrigendum 2 to the 05 series of amendments, subject of Depositary Notification C.N.133.2001. TREATIES-1 dated 13 March 2001.

Corrigendum 3 to the 05 series of amendments, subject of Depositary Notification C.N.815.2001. TREATIES-2 dated 23 August 2001.

Supplement 1 to the 05 series of amendments – Date of entry into force: 20 February 2002 **.

Anmerkung

Die Bezeichnung ECE-R 22/05 wird häufig fälschlicherweise als Revision 5 verstanden; richtig ist, dass es sich um die Ergänzungsserie Nr. 5 der Revision 4 handelt.

Ferner wurde die Bezeichnung ECE-R 22 zwischenzeitlich in UN-R 22 oder auch UNECE-R 22 geändert.

8.1 Anmerkungen zur Situation und Vorgehensweise

Derzeitige Mindestanforderungen bezüglich der primären/aktiven und der sekundären/passiven Sicherheit von Motorradschutzhelmen sind in der aktuellen Fassung der UN-R 22 niedergelegt.

Nach wissenschaftlichen Erkenntnissen der Unfallforschung und Trauma-Biomechanik wird nach über 10 Jahren ein deutlicher Aktualisierungsbedarf dieser Regelung hinsichtlich des Wirkungsgrades von Motorradschutzhelmen erkennbar.

Zielsetzung der UN-Regelung Nr. 22 ist es, als Wirknorm die Geeignetheit dieser Helme im Neuzustand, bei Abgabe an den Nutzer zu gewährleisten.

Die Regelung nimmt insofern Einfluss auf die Helmgestaltung, als die zur Prüfung vorgelegten Helme die aufgeführten Mindestanforderungen erfüllen müssen.

Andererseits scheint es sinnvoll, die Qualität dieser Helme hinsichtlich ihrer Funktion im einschlägigen Unfallgeschehen zu beobachten und neue, erweiterte Erkenntnisse der Trauma-Biomechanik im wissenschaftlichen Diskussionsfeld auf Tauglichkeit und technologische Umsetzung zu prüfen bzw. prüfen zu lassen.

Schließlich sind in der Abfassung der Regelung die gewonnenen neuen Erkenntnisse durch angepasst formulierte Prüfkriterien und deren versuchstechnische Ermittlung derart zu definieren, dass zuständige Testhäuser die erforderlichen Typprüfungen mit vertretbarem Aufwand und fälschungssicherer Homologations-Kennzeichnung durchzuführen in der Lage sind.

Unter Berücksichtigung der hinsichtlich des Unfallgeschehens und der Trauma-Biomechanik erarbeiteten Projektergebnisse sowie in Kenntnis des Standes der Technik, der Technologie und der Werkstoffe bei der Konstruktion und Fertigung von Helmen werden die nachfolgend aufgeführten Themenpunkte der UN-R 22 einer kritischen Bewertung unterzogen:

- Typprüfversuche – Zielsetzung, Art, Umfang sowie Aufbau, Bedingungen und Durchführung,
- Prüfkriterien,
- Prüfwerte des Verletzungsschutzes,
- fälschungssichere Homologations-Kennzeichnung.

8.2 UN-R 22 – kritische Bewertung der Prüf- und Mindestanforderungen

8.2.1 Einleitung

Aspekte der Unfallforschung

Bei etwa der Hälfte der Unfälle motorisierter Einspurfahrzeuge werden nach dem Ergebnis der GIDAS-Datenauswertung Kopfverletzungen erlitten, überwiegend bei getragenen Helm (Kapitel 3.3.4).

Zum Wirkungsgrad von Schutzhelmen (z. B. Anzahl von Kopfverletzungen, die durch den Schutz des Helmes vermieden wurden) sind Aussagen aus den GIDAS-Daten nicht ableitbar.

Nach eigenen Beobachtungen sind Motorradschutzhelme in ihrer Konstruktion seit über 30 Jahren im Wesentlichen unverändert geblieben. Dies wohl auch deshalb, weil die UN-R 22 den grundsätzlichen Helmaufbau (siehe UN-R 22/05, Abschnitt 6.1 und Anhang 3) vorgibt, womit der Rahmen einer Wirknorm möglicherweise verlassen wird.

Der Bereich der Anprallgeschwindigkeit des behelmten Kopfes ist weit gefächert und erstreckt sich – auch nach eigenen Untersuchungen – von relativ niedrigen Geschwindigkeitswerten bis hin zu Werten von 15 m/s (54 km/h), in Einzelfällen auch deutlich darüber.

Die Anprall- bzw. Einwirkstrukturen sind ebenfalls sehr unterschiedlich, sowohl hinsichtlich ihrer Geometrie (verrundete Fläche, ebene Fläche, Kante, Spitze) wie auch hinsichtlich ihrer Materialwerte (elastisch, plastisch/verformbar, hart u. a.).

Schließlich unterliegt auch die Ortslage unfallbedingter Anprallspuren mit nennenswertem Energieeintrag am Helm einer starken Streuung, ist aber andererseits z. B. nach Ergebnissen des Projektes COST 327 relativ gleichmäßig um den Helm herum verteilt. Schwerpunkte können nicht angegeben werden, zumal zwischen äußeren Anprallspuren (an der Helmschale), häufig in Form mehr oder weniger ausgeprägter Schürfspuren, und inneren Anprallspuren (an der Schutzpolsterung), hier als Kompressionsareale und Korngrenzenentfestigungen, unterschieden werden muss, was in der Literatur und auch in den GIDAS-Daten nicht erfolgte. Bezüglich des Helmdomes (Sektor 35) können seltene Anprallereignisse als gesicherte Feststellung mitgeteilt werden.

Dem translatorischen Anprallgeschehen des behelmten Kopfes wird aus Gründen eines spezifischen Verletzungsrisikos mehr und mehr das rotatorische Anprallgeschehen gegenübergestellt.

Hier besteht bei der Auslegung von Schutzhelmen ein zu berücksichtigender Zielkonflikt und bei der Typprüfung nach der UN-R 22 in ihrer derzeitigen Fassung ein Nachbesserungsbedarf, der eine Definition und Einführung eines entsprechenden Verletzungskriteriums und dessen Wertegrenze einschließt.

Aspekte der biomechanischen Forschung

Verletzungskriterien und Verletzungswertegrenzen von Kopfverletzungen werden im Wissenschaftsraum ständig diskutiert (siehe Kapitel 6).

Das in der UN-R 22 herangezogene Head-Injury-Criterion (HIC) wird grundsätzlich infrage gestellt, insbesondere dessen häufig herangezogene Wertegrenze für Kopfverletzungen von $HIC = 1.000$.

Auf FE-Helm-Kopfmodell-Simulationen gestützte Verletzungskriterien (im RADIOSS sowie LS-DYNA-Code) wurden – insbesondere auch durch LS-ICube, Universität Straßburg – erarbeitet.

Auf fehlende, hinreichend validierte Verletzungskriterien sowie Wertegrenzen hinsichtlich Rotationsinduzierter Kopfverletzungen mit Bezug auf die unterschiedlichen Verletzungsmechanismen wurde hingewiesen.

Eine weiterreichende Differenzierung und Präzisierung unterschiedlicher Kopfverletzungsmechanismen wurde dargestellt.

8.2.2 Typprüfversuche – Zielsetzung, Art und Umfang

Prüfung der Gestaltfestigkeit von Helmen

Die geforderten max. Verformungswerte der quasi-statisch erfolgenden Prüfung der Gestaltfestigkeit von Motorradschutzhelmen (auch bei Jet-Helmen) gemäß UN-R 22/05, Abschnitt 7.5 werden in der Regel mit Reserven erfüllt.

Eine eingehende Diskussion zur Zielsetzung dieses Prüfversuches und dessen Ergebnisanforderungen erscheint jedoch erforderlich, da die Gefahr besteht, dass die Helme in ihrer Konstruktion eine zu hohe Globalsteifigkeit und damit eine zu harte Außenschale bekommen.

Schrägaufprallversuche

Neben den Fallversuchen gegen eine orthogonal ausgerichtete Anprallfläche werden auch solche Versuche durchgeführt, die mit einer Auftreffgeschwindigkeit von 8,5 m/s gegen eine um 75° geneigte Anprallfläche erfolgen. Messwerte am Prüfkopf werden nicht erfasst, sondern lediglich die Kräfte, die an der Anprallfläche auftreten. Am Prüfkopf sind derzeit keine weiteren Strukturen (Massen) angebracht, die den Halsbereich und bei Prü-

fung (wie auch im Unfallgeschehen) mitwirkende Körpermassenanteile repräsentieren könnten.

Die Anprallgeschwindigkeit wird hierbei lediglich in Form einer Normal- bzw. Orthogonalkomponente erfasst, setzt sich jedoch im tatsächlichen Unfallgeschehen aus einer Normal- und einer Tangentialkomponente zusammen.

Unfallanalysen lassen erkennen, dass häufig auch mehr oder weniger ausgeprägte Tangentialkomponenten der Anprallgeschwindigkeit auftreten, die außer der translatorischen auch eine rotatorische Beschleunigung des Kopfes bewirken.

Deshalb sollte die Schutzwirkung eines Helmes unter dem gleichzeitigen Auftreten translatorischer und rotatorischer Anprallbeschleunigungen untersucht und bewertet werden.

Randbedingungen des Prüfkopfes im Halsbereich

Die Randbedingungen des Prüfkopfes im Halsbereich sind aus zwei Gründen kritisch zu beurteilen:

- Erstens: Der Helmanprall führt beim Falltest zu einer Rotation und somit zu einer Dissipation von (nicht erfasster) Energie, wenn die Falllinie nicht exakt durch den Massenschwerpunkt der Einheit von Prüfkopf und Prüfhelm verläuft.
- Zweitens: Bei dieser Vorgehensweise wird eine hinreichend wirklichkeitsnahe Verhaltensweise des Prüfkopfes im Prüfhelm unter Rotationseinwirkungen nicht erreicht. Dies wäre insbesondere dann von Bedeutung, wenn tangentielle Anpralle (von Prüfkopf und Prüfhelm) in absehbarer Zukunft Berücksichtigung finden sollten.

Kritisch anzumerken ist auch, dass der Halsbereich am ISO-Prüfkopf lediglich in Form einer zusätzlichen Masse dargestellt wird. Hier wäre es von Vorteil, wirklichkeitsnähere Randbedingungen im Halsbereich des Prüfkopfes zu schaffen.

Belastungsgeschwindigkeiten

Beim derzeitigen Vorgehen der Typprüfungen erfolgt im Falltest der Anprall im Bereich der Punkte B, P, R und X mit einer Geschwindigkeit von 7,5 m/s und gegen den Punkt S mit 5,5 m/s.

Dem stehen Feststellungen der Unfallforschung zu den Anprallgeschwindigkeiten des behelmten Kopfes gegenüber.

Anprallgeschwindigkeiten des behelmten Kopfes wurden in unterschiedlichen und eigenen Untersuchungen bis in den Bereich von über 20 m/s (72 km/h) ermittelt.

Bereits in einem Bereich von 10 m/s (36 km/h) ist beim Anprall des behelmten Kopfes gegen harte Strukturen die Schutzfähigkeit heutiger Motorrad-schutzhelme häufig erschöpft.

Statistische Verteilungen von Anprallgeschwindigkeiten des behelmten Kopfes unter Berücksichtigung führender Verletzungen außerhalb des Kopfes wurden in der Literatur nicht gefunden.

Es ist abzuwägen, in wie weit die Statistik oder der schlimmste Fall (worst case) kasuistischer Untersuchungen zu berücksichtigen ist.

Für eine Änderung der in der UN-R 22/05 festgelegten Anprallgeschwindigkeiten von 7,5 m/s (Helm-schale/Kalotte) und 5,5 m/s (Kinnbügel) gibt es unter Berücksichtigung der in dieser Regelung für den Anpralltest vorgegebenen Prüfbedingungen und Kriterien sowie der aktuellen Erkenntnisse der Unfallforschung derzeit keine wissenschaftlich begründbaren Argumente. Eine Erhöhung würde die Gefahr einer zunehmenden (biomechanisch inkompatiblen) Helmhärte mit sich bringen, eine Verringerung würde vermutlich das Unfallgeschehen schlechter abbilden.

Im Zuge einer Überarbeitung der UN-R 22/05 kann es jedoch zu Änderungen oder zu einer Erweiterung der Anprallgeschwindigkeiten bei der Durchführung von Anpralltests kommen.

Einflussparameter können hierbei sein:

- Erhöhung und/oder Erweiterung der Schutzwirkung von Motorradschutzhelmen,
- neue Untersuchungsergebnisse der Motorrad-unfallforschung und/oder der Trauma-Biomechanik,
- Änderung und/oder Erweiterung der Prüfkriterien und deren Wertegrenzen,
- Einfluss von Aufbau, Komponenten und Durchführung des Anprallprüfversuches.

Bei der Festlegung neuer oder erweiterter Anprallgeschwindigkeiten muss ein Algorithmus durchlaufen werden, bei dem die oben genannten Einflussparameter Interdependenzen aufweisen.

Hierbei ist das technologisch Machbare der Maßstab zukünftiger Helmkonstruktionen und das Schutzziel genau zu definieren.

Prüfung bei tiefen Temperaturen

Die Fallversuche werden bei den Temperaturen -20 °C und + 50 °C, sowie in feuchter Umgebung bei + 20° C durchgeführt. Der behelmte Prüfkopf prallt hierbei gegen eine starre Fläche und auch gegen einen kantigen Amboss.

Bezüglich der Typprüfungen bei Temperaturen von -20 °C ist anzumerken, dass sich nur äußerst wenige Unfälle MESFz bei derart niedrigen, für den Bereich der EU ungewöhnlichen Temperaturen ereignen. Auch sind Motorradfahrer bei Temperaturen nahe -2 °C selten unterwegs. Möglicherweise liegt der Grund für eine Prüfung bei -20° in Produkthaftungsfragen.

Es ist demnach kritisch zu prüfen, ob bei der Helmoptimierung ein Materialverhalten bei derart niedrigen Temperaturen in Zukunft berücksichtigt werden muss.

Dieser Zielkonflikt liefe auf eine Helmentwicklung für „gute“ Helme bei -20 °C hinaus, die dann bei tatsächlichen, wahrscheinlich höheren Unfalltemperaturen möglicherweise keinen optimalen Schutz bieten würden.

Die Temperatur von -20 °C sollte bei der Durchführung von Typprüfversuchen auf 0 Grad oder -10 °C angehoben werden.

8.2.3 Prüfkompnenten – der Prüfkopf, Beschaffenheit und Instrumentierung

Der derzeitige ISO-Prüfkopf existiert in mehreren Größen und ist mit einem dreiaxialen Beschleunigungsaufnehmer zur Messung translatorischer Beschleunigungen ausgestattet.

Die kleinste Kopfgröße (A) kommt bei Prüfversuchen nicht zum Einsatz, was bedeutet, dass die

Qualität des Kopfschutzes kleiner Köpfe (z. B. von Kindern) nicht einbezogen wird.

Die derzeitigen Kopfformen bestehen aus einer harten, grob kopfförmig gestalteten Metallmasse.

Die Kopfmasse beinhaltet einen gewissen Anteil der Masse des Halses, Trägheitsmomente bleiben unberücksichtigt.

Diese Art des Prüfkopfes kann deshalb keine Alternative sein (siehe Tabelle 37).

In der UN-Regelung 22/05 ist ein Prüfversuch mit tangentialem Anprall ausgewiesen.

Da im Anprallbereich aber nur die Tangentialkraft gemessen wird, gibt diese Messung lediglich Aufschluss über den Reibbeiwert des Helmes, ermöglicht aber keine Aussage bezüglich des Schutzpotenzials des Helmes gegenüber Rotationsbeschleunigungen des Gehirnes. Die vorgegebene Wertegrenze von 3,5 kN weist hierbei praktisch keine Aussagekraft bezüglich Kopfverletzungsfolgen auf.

Der alleinige Einsatz von Messaufnehmern für die Rotationsbeschleunigung würde aufgrund des nicht nachgebildeten Massenträgheitsmomentes des Prüfkopfes nicht effektiv sein und unzutreffende Messwerte liefern.

Auch weniger wirklichkeitsnahe Prüfköpfe, wie beispielsweise der ISO-Prüfkopf für Fußgänger, weisen eine realistische Masse auf, haben jedoch ein Massenträgheitsmoment, das sich mehr oder weniger von dem des Menschenkopfes unterscheidet.

8.2.4 Prüfwerte Verletzungsschutz, Typprüfkriterien – derzeitige Vorgaben

Derzeitige Kriterien und deren Wertegrenzen

Derzeit angesetzte Kriterien und deren Wertegrenzen bezüglich des Verletzungsschutzes des helmgeschützten Kopfes sind:

- translatorische Beschleunigung mit einer Wertegrenze von 275 g (Spitzenwert/peak value),

	Masse [kg]	I_{xx} [kg.m ²]	I_{yy} [kg.m ²]	I_{zz} [kg.m ²]
ISO-Fußgänger	4,5	$11,0 \times 10^{-3}$	$11,0 \times 10^{-3}$	$11,5 \times 10^{-3}$
Hybrid III 50 th	4,5	$17,088 \times 10^{-3}$	$18,872 \times 10^{-3}$	$22,685 \times 10^{-3}$
Menschenkopf	4,5	$17,996 \times 10^{-3}$	$18,360 \times 10^{-3}$	$21,902 \times 10^{-3}$
ISO-Helm	5,7	nicht erfasst		

Tab. 37: Masse und Massenträgheit von Prüfköpfen im Vergleich zum Menschenkopf

Kriterien	Einschränkungen
HIC	<ul style="list-style-type: none"> • Gründet auf der WSUT-Kurve, deren Ursprung Ergebnisse von Tier- und PMHS-Versuchen sind. • Ist nur in der Sagittalebene validiert, ansonsten nicht sensitiv bzgl. Anprallrichtung. • Erfasst keine Rotationsbeschleunigungen des Kopfes, sondern nur Translationsbeschleunigungen. • Keine Unterscheidung von Verletzungsarten (SDH, SAB, DAI, Schädelbruch ...). • Es fehlen ausreichende Korrelationen von HIC- und AIS-Werten.
HIPmax	<ul style="list-style-type: none"> • HIPmax wurde für schwerere Gehirnverletzungen nicht validiert. • Nur entwickelt für Gehirnverletzungen, nicht für SDH oder Schädelbrüche. • Korreliert nicht mit Unfallverletzungen des Kopfes (MARJOUX et al. 2006).
GAMBIT	<ul style="list-style-type: none"> • Wurde bisher nicht ausreichend als Verletzungs- bzw. Schutzkriterium validiert.
Kinematisches Rotationskriterium BrIC	<ul style="list-style-type: none"> • Gründet sich auf dem SIMon-Modell, dieses auf Daten von Tierversuchen. • Berücksichtigt ausschließlich Rotationsanteile des Kopfes. • Lässt translatorische Beschleunigungen des Kopfes unberücksichtigt. • Nutzung der artifiziellen Statistik zur Schaffung von BrIC-gestützten Verletzungs-Risikokurven in Abhängigkeit von AIS-Stufen.
SIMon FE-Kopfmodell	<ul style="list-style-type: none"> • Setzt eine starre Kopfform voraus, daher nicht geeignet zur Prädiktion von Schädelfrakturen. • Kopfverletzungskriterien auf der Grundlage von Tierversuchsdaten. • Geringe Eignung zur Prädiktion von Schädelverletzungen des Menschen.
SUFEHM FE-Kopfmodell	<ul style="list-style-type: none"> • Liefert zum Teil Simulationsergebnisse die nicht plausibel sind (siehe Kapitel 7). • Verletzungskriterien bei UN-R 22-Prüfungen messtechnisch nicht unmittelbar erfassbar. • Umfasst derzeit noch keine geschlossene Lösung und ist sehr aufwendig, bietet aber Anwendungspotenzial nach weiterer Entwicklung.

Tab. 38: Zusammenstellung von Kopfverletzungskriterien und deren Einschränkungen

- Head Injury Criterion (HIC) mit einer Wertegrenze von 2.400.

Eine kritische Bewertung dieser beiden Kriterien sowie weiterer zu diskutierender Verletzungskriterien erfolgte im Kapitel 6 des Berichtes.

In Tabelle 38 sind die diskutierten Kopfverletzungskriterien und deren Einschränkungen nochmals zusammengestellt.

8.2.5 Fälschungssichere Homologations-Kennzeichnung

Die Homologations-Kennzeichnung gemäß der derzeitigen Fassung der UN-Regelung 22 durch Einnäher am Kinnriemen wird als nicht ausreichend fälschungssicher eingestuft.

8.3 UN-R 22 – Fortschreibung, Überlegungen und Empfehlungen

8.3.1 Einleitung

Jede Überlegung zu einer inhaltlichen Änderung der UN-R 22, insbesondere hinsichtlich der Typprüfversuche, deren Zielsetzung, Art und Umfang sowie hinsichtlich der biomechanischen Prüfkriterien muss in erster Linie Einflüsse auf das Niveau des

beabsichtigten Verletzungsschutzes eines Motorradschutzhelmes klarstellen und berücksichtigen.

Eine Verminderung oder Erhöhung der Anprallgeschwindigkeit im orthogonalen Aufpralltest bewirkt bei gleich gehaltenen Prüfkriterien (a_{max} , α_{max} , HIC) einen weicheren oder härteren Helm.

Entsprechendes gilt bei einer Veränderung der Prüfkriterien bei gleichgehaltener Anprallgeschwindigkeit.

Bei einer Überarbeitung der UN-R 22/05 sollte zunächst klargestellt werden, auf welchem Niveau der Anpralleinwirkung der Helm welchen Schutz vor Kopfverletzungen bieten soll. Ob z. B. bei hohen Anprallgeschwindigkeiten die Schwere von Kopfverletzungen vermindert werden soll, oder bei niedrigen Anprallgeschwindigkeiten leichte Kopfverletzungen vermieden werden sollen; am besten wäre beides.

Mit den derzeit vor allem für die Schutzpolsterung eingesetzten Werkstoffen ist eine Kennlinienauslegung von Schutzhelmen konstruktiv schwierig; Helme werden quasi auf den Punkt gebaut.

Möglicherweise könnte die Forderung, festgelegte Prüfwerte bei unterschiedlichen Prüfgeschwindigkeiten einzuhalten einen erhöhten und verbreiterten Verletzungsschutz von Helmen bewirken.

8.3.2 Typprüfversuche – Zielsetzung, Art und Umfang

Nach der kritischen Auseinandersetzung mit der Art und der Durchführung von Falltests und Strukturversuchen sind die folgenden Empfehlungen zur Fortschreibung der UN R 22/05 zu diskutieren.

Gestaltfestigkeitsprüfung

Bezüglich der Durchführung der derzeit geforderten Gestaltfestigkeitsprüfung ist ein Zusammenhang mit Erkenntnissen aus der Unfallforschung und der biomechanischen Forschung weder direkt noch indirekt (Strukturfragen) erkennbar. Diese Prüfung bewirkt gestalterische Vorgaben auf die Konstruktion und Wirkungsweise von Motorradhelmen und birgt Zielkonfliktpotenzial (s. auch Kapitel 8.2.2). Sofern diese Sichtweise nicht durch andere Untersucher widerlegt werden kann, wird empfohlen, diese Prüfung aus dem Prüfzyklus herauszunehmen oder durch eine geeignetere zu ersetzen.

Schräganprallversuche

Es wird angeregt, Fallversuche mit winkligen (schrägen) Anprallen (siehe Bild 61) bei einer Aufprallgeschwindigkeit von 8,5 m/s und einem Aufprallflächenwinkel von etwa 45° in den Prüfzyklus aufzunehmen und taugliche Prüfkriterien für

die Rotationsbeschleunigung des Kopfes zu formulieren.

Anschlussstrukturen am Prüfkopf: Hals und Körpersubstitutionsmasse

Zukünftig sollten Anschlussstrukturen am Prüfkopf und deren Befestigung realitätsnäher gestaltet werden, etwa indem ein H-III-Dummy-Kopf (s. Kapitel 8.3.3) auf einem H-III-Dummy-Hals befestigt wird (siehe Bild 62).

Ferner ist eine zusätzliche Körpersubstitutionsmasse (unterhalb der Halswirbelsäule, in Höhe der oberen Brustwirbelsäule) festzulegen und zu prüfen, ob weitere Messaufnehmer im Übergangsbereich Kopf – Hals zum Einsatz kommen sollen, z. B. zur Klärung bestehender Verletzungsrisiken der Halswirbelsäule.

Die Umsetzung und Validierung eines derartigen Ensembles von Prüfkopf, Hals und Körpersubstitutionsmasse (Prüfkopfkonfiguration) sowie die Gestaltung der Fügstellen stellen hohe gestalterische Ansprüche und haben Einfluss auf die Wahl und Formulierung der Typprüfkriterien.

Es kann davon ausgegangen werden, dass der oben beschriebene Vorschlag insgesamt näher am wirklichen Geschehen einzustufen ist, als

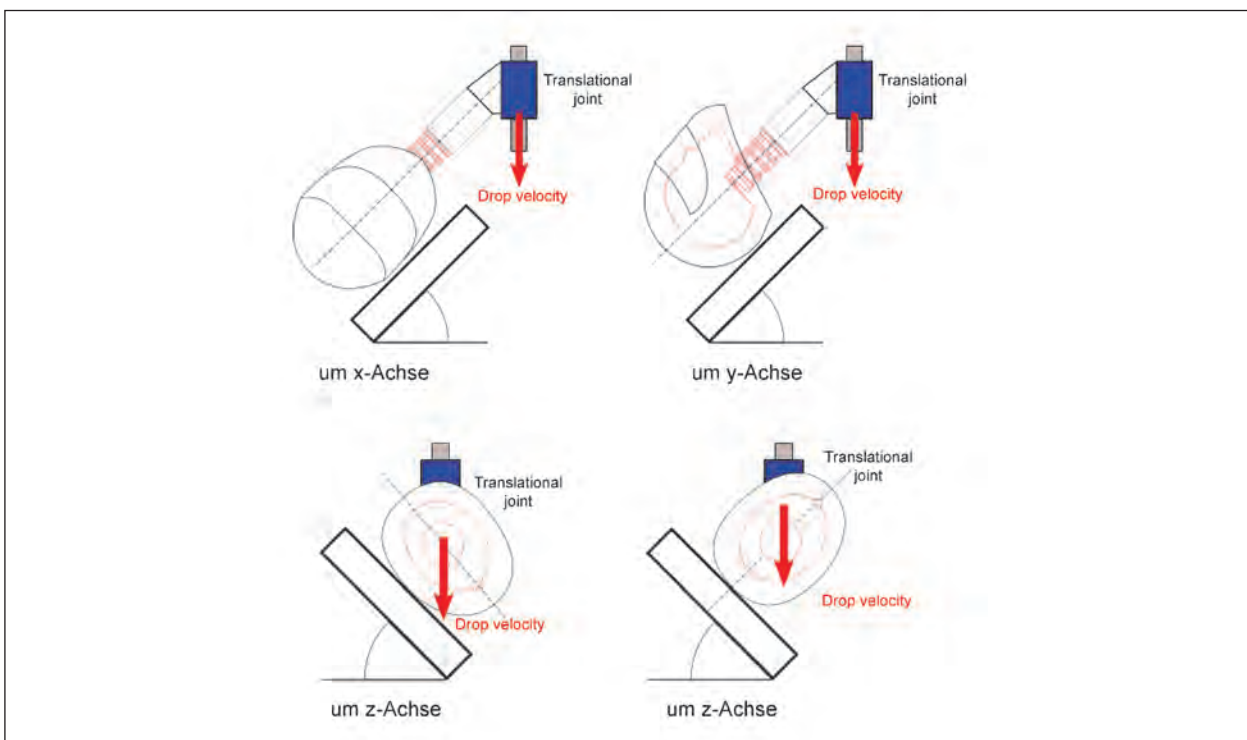


Bild 61: Darstellung des winkligen/schrägen Helmanpralles (LS-ICube)

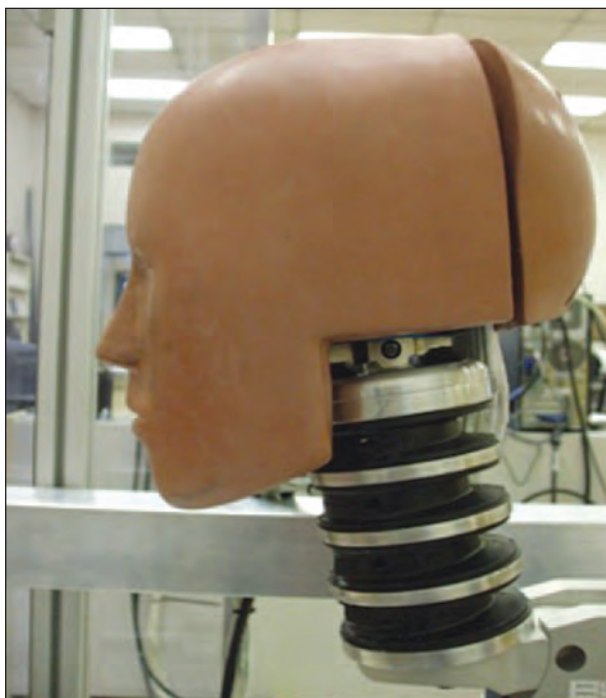


Bild 62: Verbesserte Halsanschlussbereiche, distal und proximal (LS-ICube)

der freifallende Prüfkopf gemäß UN R 22/05 oder der an einem starren Arm als Halsersatz befestigte Prüfkopf, wie gefordert im ASTM-Standard (USA).

Andererseits besteht zur Umsetzung des Vorschlages noch Entwicklungs- und Diskussionsbedarf.

8.3.3 Prüfkompnenten – der Prüfkopf, Beschaffenheit und Instrumentierung

Eine wesentliche Verbesserung scheint möglich durch den Austausch der ISO-Kopfform gegen einen Hybrid-III-Dummy-Kopf.

Gründe hierfür sind:

- eine wirklichkeitsnähere Masse und Massenträgheit des Kopfes (wichtig bei Rotationsbewegungen),
- die verformbare Kopfhaut – ein wichtiger Aspekt für die Helmoptimierung,
- die einfachere Montierbarkeit am Hybrid-III-Dummy-Hals,
- die Möglichkeit der Anbringung von Aufnehmern für die Rotationsbeschleunigungen.

Ein wichtiger weiterer Gesichtspunkt ist die Größe des Prüfkopfes, da derzeit eine erhebliche Anzahl

EN 960 Prüfkopf, Ausführung	Kopfumfang [mm]	Dummymodell	Kopfumfang [mm]
A	500	Hybrid III 3 Jahre alt	508
B	510		
C	520	Hybrid III 6 Jahre alt	520.7
D	530		
E	540	H III 5 th Frau (oder 10 Jahre alt)	538.5
F	550	H III 5 th Frau (oder 10 Jahre alt)	538.5
G	560		
J	570	Hybrid III 95 th Mann	584
K	580		
L	590		
M	600	Hybrid III 50 th Mann	597
N	610		
O	620	Hybrid III 50 th Mann	597
P	630		
Q	640		

Tab. 39: Vergleich des Kopfumfanges von EN-960-Prüfköpfen und H-III-Dummyköpfen (Quelle: LS-ICube)

unterschiedlicher Größen, z. B. für den ISO-Fahrrad- oder Motorradhelm, im Einsatz ist.

Dieses Problem könnte durch die unterschiedlichen Ausführungen des Hybrid-III-Dummy-Kopfes gelöst werden, wie in Tabelle 39 dargestellt ist.

Die Kopfgrößen A, C, E, J, M und O des EN-960-Prüfkopfes decken 95 % der weltweit bei Prüfversuchen eingesetzten Kopfgrößen ab und könnten durch Hybrid-III-Dummy-Köpfe entsprechenden Umfanges ersetzt werden; nur diese Größen sind von Interesse.

Aus Tabelle 39 geht hervor, dass der Größenumfang der Prüfköpfe durch fünf Kopfgrößen der H-III-Dummyfamilie angemessen erfasst werden könnte. Um die Kosten der Verbesserung der Prüfmethoden in Grenzen zu halten, wäre zu klären, ob fünf H-III-Dummy-Halssysteme erforderlich sind oder eine geringere Anzahl ausreichen würde.

8.3.4 Verletzungskriterien, Typprüfkriterien

Die translatorische Beschleunigung a_{trans} [m/s²] ist als Maßstab der Belastung des behelmten Kopfes beizubehalten, die Wertegrenze (max. zulässiger

Prüfwert) sollte jedoch vermindert werden. Ein zu diskutierender Wertebereich für a_{\max} , möglicherweise auch als 3-ms-Wert, kann an dieser Stelle nicht angegeben werden, da dieser sowohl vom eingesetzten Prüfkopf, als auch vom Versuchsaufbau und auch von der letztlich gewählten Anprallgeschwindigkeit abhängt.

Das Head Injury Criterion (HIC) wurde wegen seiner Einschränkungen (siehe Kapitel 6.1.4, Kapitel 8.2.4 und Tabelle 38), insbesondere wegen des ausschließlichen Bezuges auf translatorische Beschleunigungen, kritisch beurteilt und hinsichtlich einer zukünftigen Anwendung als biomechanisches Prüfkriterium infrage gestellt, jedoch nicht ausgeschlossen.

Auch beim HIC sollte die Wertegrenze deutlich vermindert werden, jedoch unter Berücksichtigung der gleichen Abhängigkeiten (Prüfkopf, Versuchsaufbau und Anprallgeschwindigkeit) wie beim Prüfkriterium der translatorischen Beschleunigung.

Im zukünftigen Versuchsumfang der Typ-Prüfungen ist die Rotationsbeschleunigung im Sinne eines neu zu definierenden Schräganprallversuches einzubeziehen. Bei deren anzusetzender Wertegrenze (max. zulässiger Prüfwert) sind ebenfalls die o. g. Abhängigkeiten von Prüfkopf, Versuchsaufbau und Anprallgeschwindigkeit zu berücksichtigen, wobei insbesondere die Ausgestaltung (z. B. Festlegung des Schrägungswinkels, gewählte Messkonfiguration) des hier andersartigen Versuchsaufbaus zur Durchführung des Schräganprallversuches Einfluss haben wird.

Bei der Anwendung der rotatorischen Beschleunigung als Prüfkriterium käme die Festlegung der Wertegrenze der Verletzung (biomechanischer Verletzungsgrenzwert) hinzu, bezüglich derer in der internationalen Literatur zwar immer wieder Werte in den Raum gestellt werden (s. Kapitel 6.2), ein wissenschaftlich anerkannter und validierter Wert aber nicht existiert.

Als maximal zulässiger Prüfwert α_{\max} als Wertegrenze von Verletzungen durch Rotationsbeschleunigungen wird je nach Randbedingungen ein Wertebereich von $10 < \alpha_{\max} < 20 \text{ krad/s}^2$ zu überprüfen sein.

Bei der Einbeziehung der Rotationsbeschleunigung als Prüfkriterium bleibt zu klären, um welche Achse(n) die Rotation des Kopf-Helm-Ensembles erfolgen soll. Nach eigener Erfahrung und Einschätzung ist die Nickbewegung des Kopfes (Drehung um die

y-Achse) sowohl unter den Aspekten der Biomechanik (Verletzungspotenzial) wie auch der Unfallforschung (Einwirkmechanik) am kritischsten einzustufen.

Bezüglich der Einführung der vorgeschlagenen SUFEHM-basierten Kopfverletzungskriterien als Typprüfkriterien sind zunächst deren max. zulässige Prüfwerte zu entwickeln und messtechnisch umzusetzen.

8.3.5 Fälschungssichere Homologations-Kennzeichnung

Bezüglich einer fälschungssicheren Kennzeichnung nach Stand der Technik zum Nachweis der Typprüfung gemäß der UN-R 22 wurde gemeinsam mit Vertretern der Industrie die folgende Vorauswahl getroffen:

1. selbstklebendes Etikett, nicht rückstandsfrei zu entfernen,
2. selbstklebende Prüfplakette (wie auf amtlichen Kfz-Kennzeichen),
3. Aufkleber mit Hologramm (z. B. entsprechend dem Standard 8860-2010 der FIA) sowie
4. Radio Frequency Identification (RFID)-Chip.

Als Auswahlresultat wird unter Berücksichtigung aller Anforderungskriterien an fälschungssichere Kennzeichnung von Motorradhelmen ein entsprechend gestaltetes, selbstklebendes, nicht rückstandsfrei entfernbares Etikett oder eine selbstklebende Prüfplakette wie auf amtlichen Kfz-Kennzeichen empfohlen. Ein Hologramm erscheint nicht erforderlich. Mehrfachkennzeichnungen, z. B. an Modularhelmen (Klapphelmen) sowie redundante Kennzeichnungen sind zu diskutieren.

8.4 UN-R 22 – Fortschreibung, Zusammenfassung der Diskussionspunkte

Zu einer Überarbeitung und Fortschreibung der UN-R 22/05 wurden in Zusammenarbeit mit LS-ICube, Universität Straßburg, die nachfolgenden Punkte als Anregungen und Empfehlungen erarbeitet:

- Typ-Prüfumfang: Gestaltfestigkeitsprüfung des Helmes verifizieren oder streichen,

- Typ-Prüfumfang: Erweiterung um Schrägaufprall mit Messwertgewinnung,
- Prüfkopf: wirklichkeitsnähere Gestaltung und Anbringung,
- Prüfgeschwindigkeiten: ggf. anpassen – siehe Prüfbedingungen für Motorradhelme,
- Prüfpunkte am Helm: derzeit unverändert belassen,
- Typprüftemperatur bei -20 °C : Prüftemperatur auf -10 ° oder 0 ° anheben,
- Prüfkriterium Translationsbeschleunigung a_{\max} – Verminderung des derzeitigen Prüfwertes,
- Prüfkriterium HIC: Streichen oder ersetzen oder Verminderung des derzeitigen Prüfwertes,
- Prüfkriterium Rotationsbeschleunigung α_{\max} – einführen, Wertefestlegung,
- Weiterentwicklung von Prüfkriterien auf der Grundlage des SUFEHM,
- fälschungssichere Homologations-Kennzeichnung.

8.5 UN-R 22 – Fortschreibung, Umsetzung und Forschungsbedarf

Die Umsetzung der unter Kapitel 8.4 genannten Inhaltspunkte für eine Überarbeitung der UN-R 22/05 zeigt Forschungsbedarf auf im Sinne eines eigenständigen Forschungsprojektes. Eine mögliche Vorgehensweise wird nachfolgend skizziert.

1. Ausgangspunkt ist die Vorgabe des Schutzzieles, das bei zukünftigen Typprüfungen erreicht werden soll.
2. Zu klären ist u. a., ob die Gestaltfestigkeitsprüfung von Helmen weiterhin sinnvoll und erforderlich ist und ob ein Schrägaufprallversuch mit Messwertgewinnung (Rotationsbeschleunigung) im Prüfkopf in den Prüfzyklus aufgenommen werden soll.
3. Bei der weiteren Bearbeitung und Umsetzung ist a) ein Referenzhelm (Helm nach Stand der Technik mit optimalen Typprüfergebnissen) vorzugeben sowie ggf. b) Prototypen (zu entwickelnder Experimentalhelme, die sich im Wesentlichen

dadurch auszeichnen, dass sie eine höhere biomechanische Kompatibilität und Schutzeffizienz als derzeitige Helme aufweisen.

4. Gestaltung und Aufbau einer Prüfeinrichtung mit wirklichkeitsnäherer Gestaltung und Anbringung eines alternativen Prüfkopfensembles (H-III-Dummy-Kopf mit Hals und Körper-Substitutionsmasse), wobei der Schrägaufpralltest zunächst zu berücksichtigen, aber fertigungstechnisch zurückzustellen ist.
5. Anbringung von Messwertaufnehmern, die Translations- und Rotationsbeschleunigungen des Prüfkopfes um die drei Kopfachsen erfassen.
6. Durchführung von Vorversuchen unter den aktuell geltenden Aufprallgeschwindigkeiten und Prüfpunkten am Helm.
7. Diskussion und Einordnung der Prüfergebnisse (Translationsbeschleunigungen, Rotationsbeschleunigungen und HIC-Wert im Verhältnis zu Ergebnissen von Prüfungen gemäß UN-R 22/05 an Vergleichshelmen (identischer Helmtyp).
8. Nachbildung der Prüfversuche in numerischen Versuchen mittels FE-Helm-Kopfmodell (SUFEHM-Simulation); Vergleich der Ergebnisse, Diskussion, Folgerungen, Weiterentwicklung.
9. Entwicklung, Gestaltung und Aufbau einer Prüfeinrichtung zur Prüfung von Helmen im Schrägaufprall bei Nutzung desselben Prüfkopfensembles (H-III-Dummy-Kopf mit Hals und Körper-Substitutionsmasse) wie unter 4. genannt. Hinweis: Bei Nutzung eines H-III-Dummykopfes ist sicherzustellen, dass der Reibbeiwert zwischen Prüfkopf und zu prüfendem Helm den tatsächlichen Verhältnissen hinreichend ähnlich ist; ggf. ist z. B. dem Prüfkopf ein Helmstrumpf überzuziehen. Festzulegen sind hier der Schrägungswinkel der Anprallfläche, die Ausrichtung des Helmes beim Anprall (Drehung um die y- und/oder die x-Achse) sowie der/die maximale/n Prüfwert/e der Rotationsbeschleunigung/en (um die jeweilige Drehachse).

Die Punkte-Anhebung der Typprüftemperatur (von -20 °C auf -10 °C oder 0 °C) sowie die fälschungssichere Homologations-Kennzeichnung von Motorradhelmen können gesondert behandelt werden.

9 Zusammenfassung und Ausblick

Zielsetzungen

Zielsetzungen des Projektes waren die Erarbeitung eines Beitrags zu einer Überarbeitung der UN-Regelung 22/05 mit dem Schwerpunkt trauma-biomechanischer Inhalte sowie die Formulierung von Maßnahmenvorschlägen zur Verminderung des Motorradunfallgeschehens und dessen Verletzungsfolgen. Hierzu erfolgten Analysen von Unfalldaten motorisierter Einspurfahrzeuge (MESFz), eine kritische Bewertung der UN-R 22/05 und ergänzende Computersimulationen. Projektpartner war LS-ICube, Universität Straßburg, Frankreich.

Darstellungen der Entwicklung des Unfallaufkommens, der Verletzungsfolgen sowie wesentlicher Merkmale des Unfallgeschehens von MESFz im Allgemeinen erfolgten auf der Grundlage der amtlichen Unfalldaten des Statistischen Bundesamtes, Wiesbaden (DESTATIS). Die Anzahl der Verkehrsunfälle und die Unfallbeteiligung von Aufsassen MESFz im Verhältnis zur Unfallbeteiligung aller übrigen Verkehrsteilnehmern wurden dargestellt unter Berücksichtigung der Verletzungen.

Die Auswertungen verdeutlichten einen geringeren Rückgang der Folgen von Unfällen MESFz im Verhältnis zum Unfallgeschehen aller anderen Verkehrsteilnehmer. Sie zeigten ferner, dass die Aufsassen von Motorrädern sechs- bis zehnmal so häufig tödlich verunglücken wie Aufsassen von Mofas und Mopeds.

An der grundsätzlichen Konstruktion von Motorradhelmen gab es in den letzten 30 Jahren keine wesentlichen Änderungen. Erkennbare Weiterentwicklungen sind zu nennen in der aktiven Helmsicherheit, in der Qualität von Visieren und in der Entwicklung von Klapphelmen.

Für Aussagen zum Verhalten von Motorradschutzhelmen im Unfallgeschehen wurden Daten der German In-Depth Accident Study (GIDAS, Dresden und Hannover) herangezogen und in 3 Stufen ausgewertet:

1. Gesamtfallzahl der GIDAS-Daten ($n = 3.611$): alle Aufsassen MESFz mit MAIS-Werten ≥ 1 ,
2. definierter Teilumfang ($n = 199$): alle Aufsassen MESFz mit einer Verletzungsschwere $\text{MAIS} \geq 3$, AIS-Werten der Körperregionen sowie Daten zur persönlichen Schutzausrüstung,

3. definierter Teilumfang ($n = 97$): alle Aufsassen mit $\text{MAIS} \geq 3$, zusätzlich Kopfverletzungen mit $\text{AIS}_{\text{Kopf}} \geq 1$ sowie verfügbare Helmdaten.

Hierbei waren Auswertungsziele:

- allgemeine Aussagen zum Unfallgeschehen,
- Erkenntnisse zu Art, Häufigkeit und Schwere von Verletzungen in unterschiedlichen Körperregionen,
- vertiefte Betrachtung bezüglich Art, Nutzung und Funktion von Schutzhelmen,
- Identifizierung von geeigneten Fällen für die Simulationsvalidierung.

Unfalltypen

Die Untersuchung ($n = 3.611$) der Häufigkeit der Unfalltypen zeigte, dass von den erfassten Aufsassen 74 % innerhalb der 24 Unfalltypen mit Anteilen von 1,0-10 % verunglückten.

Aus der Untersuchung der Typenhäufigkeit ist im Wesentlichen abzuleiten,

- dass etwa die Hälfte der Aufsassen sich auf die neun häufigsten Unfalltypen verteilen und
- dass das Unfallgeschehen der übrigen MESFz sehr vielfältig ist: etwa ein Viertel der Aufsassen verunglückt bei Unfalltypen mit einer Häufigkeit von weniger als einem Prozent.

Verletzungen

Kopfverletzungen wurden bei etwa der Hälfte der 199 untersuchten Unfälle von MESFz festgestellt, überwiegend bei benutztem Schutzhelm. Hierbei lagen in 18 % der Fälle die führenden Verletzungen am Kopf. Die Fälle, in denen ein getragener Helm Kopfverletzungen vermeiden konnte, konnten nicht identifiziert werden.

Schwere bis lebensbedrohliche Verletzungen der Halswirbelsäule waren mit 2,5 % relativ selten.

Bei schweren bis lebensbedrohlichen oder tödlichen Verletzungen blieben die folgenden Körperbereiche unverletzt: Kopf in 48 %, HWS in 81 %, Thorax in 42 %, Abdomen in 79 % und das Becken in 76 % der Fälle. An den Extremitäten wurden schwere Verletzungen ($\text{AIS} = 3$) der Beine achtmal so häufig verzeichnet wie schwere Verletzungen der Arme.

Die Auswertung ergab folgende Rangfolge der Verletzungshäufigkeit (alle AIS-Werte):

- Beine: 73 %,
- Thorax: 55 %,
- Kopf: 49 %,
- Arme: 47 %,
- Becken: 20 %,
- HWS: 19 % und
- Abdomen: 18 %.

Helmrageverhalten

Schutzhelme sind in Deutschland im öffentlichen Verkehrsraum gesetzeskonform, wenn sie die Kriterien der Geeignetheit erfüllen. Diese Kriterien sind erfüllt, wenn ein Helm nach der UN-R 22 typgeprüft wurde oder wenn ein Helm äquivalenten Mindestanforderungen einer anderen Regelung genügt und ferner keine gebrauchsbedingten Beschädigungen, Funktionsmängel oder sonstige Veränderungen aufweist.

Die Auswertung der GIDAS-Daten (n = 3.611) bezüglich des Helmrageverhaltens führte zu folgenden Feststellungen (Prozentzahlen gerundet): ca. 75 % der Aufsassen von MESFz benutzten einen Integralhelm, 14 % einen Jethelm, 5 % einen Halbschalenhelm, 1 % sonstige (ungeeignete) Helme und 5 % der Aufsassen waren ohne Helm unterwegs. Demnach waren ca. 10 % der Aufsassen MESFz ohne bzw. mit nachweislich ungeeigneten Halbschalenhelmen unterwegs.

Ob getragene Schutzhelme im Sinne des Gesetzgebers als „geeignet“ einzustufen waren und in wie vielen Fällen die Helme nicht ordnungsgemäß (z. B.

Helmgröße falsch gewählt, Kinnriemen zu lose oder gar nicht verschlossen) benutzt wurden, konnte nicht ermittelt werden. Klapphelme und Helme mit zuschaltbarem Sonnensvisier konnten nicht identifiziert werden.

Situation in Frankreich

Die Übersicht in Tabelle 40 zeigt die Anzahl der in Frankreich durch Unfälle von MESFz getöteten Aufsassen im Verhältnis zu allen anderen getöteten Verkehrsteilnehmern im Zeitraum 2001 bis 2011.

In diesem Zeitraum nimmt die Anzahl aller anderen bei Unfällen in Frankreich getöteten Verkehrsteilnehmern deutlich schneller ab als in Deutschland.

Demgegenüber liegt die Gesamtzahl der getöteten Aufsassen von MESFz in Frankreich fortlaufend höher als in Deutschland, bedingt durch einen größeren Anteil an Mofas und Mopeds.

Bei der Durchführung des Projektes „Recherche sur les accidents impliquant un Deux-Roues motorisé“ (RIDER) wurden in den Jahren 2003 bis 2005 unfallbelastete Schutzhelme von 360 Aufsassen auf Anprallspuren untersucht.

Die insgesamt in 17 definierten Helmsektoren erfassten 732 Anprallspuren sind am gesamten Helmumfang relativ gleichmäßig, d. h. ohne auffällige Häufungen verteilt. Diese sind an der hinteren Helmhälfte im mittleren Bereich, in größerer Anzahl vorhanden als an der vorderen Helmhälfte einschließlich Visier. An der vorderen Helmhälfte weist wiederum die rechte Helmseite bis zur Helm Vorderseite einen größeren Anteil an Anprallspuren auf als der vergleichbare linke Helmbereich. In Richtung des Helmdoms (Vertex) nimmt die Anzahl der Kontaktpuren auf sehr geringe Werte, bis gegen null, ab.

Jahr	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011
Frankreich (Deutschland)											
Getötete, andere Verkehrsteilnehmer	6.733 (5.875)	6.347 (5.798)	4.926 (5.533)	4.404 (4.862)	4.119 (4.379)	3.644 (4.191)	3.485 (4.042)	3.200 (3.711)	3.097 (3.403)	3.031 (2.939)	2.978 (3.231)
Getötete Aufsassen Motorräder	1.077 (964)	1.046 (913)	899 (946)	871 (858)	870 (875)	763 (793)	826 (807)	800 (656)	896 (650)	705 (635)	744 (708)
Getötete Aufsassen Mofas, Mopeds	444 (138)	369 (131)	349 (134)	317 (122)	349 (107)	314 (107)	317 (100)	293 (110)	300 (99)	272 (74)	238 (70)
Getötete Aufsassen MESFz gesamt	1.521 (1.102)	1.415 (1.044)	1.248 (1.080)	1.188 (980)	1.219 (982)	1.077 (900)	1.143 (907)	1.093 (766)	1.196 (749)	977 (709)	982 (778)

Tab. 40: Getötete Aufsassen MESFz und getötete andere Verkehrsteilnehmer, Frankreich – Vergleichswerte für Deutschland in Klammern

Prüfbedingungen für Motorradsschutzhelme

Anprallgeschwindigkeiten des behelmteten Kopfes wurden von verschiedenen Autoren und in eigenen Untersuchungen bis in den Bereich von ca. 20 m/s (72 km/h) beobachtet und berichtet.

Bereits in einem Bereich von 10 m/s (36 km/h) ist beim Anprall des behelmteten Kopfes gegen harte Strukturen die Schutzfähigkeit heutiger Motorradsschutzhelme weitestgehend erschöpft. Statistische Verteilungen von Anprallgeschwindigkeiten des behelmteten Kopfes unter Berücksichtigung von Kopfverletzungen und führenden Verletzungen außerhalb des Kopfes wurden in der Literatur nicht gefunden.

Für eine Änderung der in der UN-R 22/05 festgelegten Anprallgeschwindigkeiten von 7,5 m/s (Helmschale/Kalotte) und 5,5 m/s (Kinnbügel) gibt es unter Berücksichtigung der in dieser Regelung für den Anpralltest vorgegebenen Prüfbedingungen und Kriterien sowie der aktuellen Erkenntnisse der Unfallforschung derzeit keine wissenschaftlich begründbaren Argumente. Eine Erhöhung würde die Gefahr einer zunehmenden (biomechanisch inkompatiblen) Helmhärte mit sich bringen, eine Verringerung würde vermutlich das Unfallgeschehen schlechter abbilden.

Im Zuge einer Überarbeitung der UN-R 22/05 kann es jedoch zu Änderungen oder zu einer Erweiterung der Anprallgeschwindigkeiten bei der Durchführung von Anpralltests kommen.

Einflussparameter können hierbei sein:

- Erhöhung und/oder Erweiterung der Schutzwirkung von Motorradsschutzhelmen,
- neue Untersuchungsergebnisse der Motorradunfallforschung und/oder der Trauma-Biomechanik,
- Änderung und/oder Erweiterung der Prüfkriterien und deren Wertegrenzen,
- Einfluss von Aufbau, Komponenten und Durchführung des Anprall-Prüfversuches.

Bei der Festlegung neuer oder erweiterter Anprallgeschwindigkeiten muss ein Algorithmus durchlaufen werden, bei dem die oben genannten Einflussparameter Interdependenzen aufweisen.

Zur Ermittlung von unfallbedingten Spuren und Materialveränderungen an getragenen Helmen

wurden Datensätze von 97 Unfallhelmen mit verfügbaren Sektorenverschlüsselungen ausgewertet. Die Analyse aller Spuren und Materialveränderungen an diesen Helmen ergab, dass belastbare Aussagen zur Häufigkeitsverteilung von Lage, Ausprägung und Energieeintrag nicht zu erarbeiten waren wegen der Art und der geringen Zahl der vorliegenden Helmdaten.

Nach den Ergebnissen des COST-327-Projektes Motorcycle safety helmets (EC-Final Report 2003) sind äußerlich an der Helmschale erkennbare Einwirkspuren relativ gleichmäßig um den Helm herum verteilt. Schwerpunkte können nicht angegeben werden. Eine Zusammensicht von äußeren Anprallspuren an der Helmschale und (sofern vorhanden) inneren Anprallspuren (Kompressionen, Brüche) an der Schutzpolsterung war in der Literatur und den GIDAS-Daten nicht auffindbar.

Verletzungskriterien – Wertegrenzen – Bewertungsfunktionen

Eine systematisch geordnete Darstellung und kritische Bewertung der nachfolgend aufgeführten Verletzungskriterien des Kopfes verdeutlicht den Umfang der Prädiktionszusammenhänge und Bewertungsfunktionen beim Anprall des behelmteten Kopfes:

- maximale Translationsbeschleunigung des Kopfes,
- Wayne State University Tolerance Curve (WSTC),
- Gadd Severity Index (GSI),
- Head Injury Criterion (HIC),
- maximale Rotationsbeschleunigung des Kopfes,
- Kinematic Rotational Brain Injury Criterion (Kin-Rot-BrIC),
- Generalized Acceleration Model for Brain Injury Tolerance (GAMBIT),
- Head Impact Power (HIP),
- simulationsmodell-basierte Verletzungsprädiktoren (z. B. SIMon, SUFEHM).

Bei der Festlegung von Verletzungskriterien des Kopfes und deren Verträglichkeits-Wertegrenzen sind die physikalische und kinematische Sensitivität des Kriteriums, der betrachtete Lastfall, der

gewählte Prüfkopf (Form und Beschaffenheit) sowie das Niveau der angestrebten Schutzdimensionierung zu berücksichtigen.

International anerkannt und häufig angewendet, aber auch immer wieder diskutiert ist das Head Injury Criterion als Folgedefinition des Gadd Severity Index. Es beruht auf der Annahme, dass resultierende Translationsbeschleunigungen des Kopfes einen brauchbaren Indikator für Kopfverletzungen darstellen. Dieses Kriterium wird auch bei der Beurteilung der passiven Sicherheit von Fahrzeugen und Motorradschutzhelmen herangezogen.

Es hat jedoch Einschränkungen, da es den Ort und die Einwirkrichtung der Anprallbeschleunigung am Kopf und auch die Rotationsbeschleunigung unberücksichtigt lässt. Ferner werden unterschiedliche Verletzungsarten des Kopfes nicht differenziert.

Auch andere Verletzungskriterien des Kopfes haben Einschränkungen und eine spezifische Aussagekraft. Es ist daher schwierig, geeignete Verletzungskriterien oder Bewertungsfunktionen, als Prüfkriterien für die Qualität von Schutzhelmen hinsichtlich des Verletzungsschutzes zu finden.

Kopfmodell SUFEHM

Das Finite-Elemente-Kopfmodell der Universität Straßburg (SUFEHM) wurde von KANG et al. (1997) unter der RADIOSS-Plattform gestaltet.

Im Zuge einer weiteren Validierung des SUFEHM und zur Verdeutlichung der Erarbeitung simulationsbasierter Verletzungskriterien wurde das Risiko von Kopfverletzungen durch numerische Versuche durch LS-ICube, Universität Straßburg abgeschätzt. Grundlage hierzu waren sechs umfassend dokumentierte Unfälle MESFz aus Freiburg (Datenbank GIDAS und IRM) und vier Motorradunfälle aus Straßburg (Datenbank LS-ICube).

Die Durchführung der numerischen Versuche hat gezeigt, dass die eingesetzte Vorgehensweise hilfreich ist und zu wertigen Ergebnissen bezüglich der Wechselwirkung von Schutzhelm und zu schützendem Kopf und zur verbundenen Traumatogenese des Anprallgeschehens führt.

Eine geschlossene Lösung weist das SUFEHM mit Blick auf die Normungsarbeit derzeit noch nicht auf. Es ist daher anzustreben, die Architektur und Leistungsfähigkeit des Simulationsmodells weiter zu entwickeln.

Fälschungssichere Homologationskennzeichnung

Zahlreiche Möglichkeiten einer fälschungssicheren Kennzeichnung von Motorradschutzhelmen zum Nachweis der Typprüfung gemäß der UN-Regelung 22 wurden unter gegebenen Anforderungen gemeinsam mit der Industrie auf Machbarkeit, Qualität und Kosten diskutiert.

Hieraus ergab sich eine Vorauswahl von vier, zum Teil in der Praxis bereits eingesetzten Verfahren.

Als fälschungssichere Kennzeichnung wurde schließlich ein entsprechend gestaltetes, selbstklebendes und nicht rückstandsfrei entfernbares Etikett oder eine selbstklebende Prüfplakette ausgewählt, wie z. B. auf amtlichen Kfz-Kennzeichen.

Mehrfachkennzeichnungen, z. B. an Klapphelmen, sowie redundante Kennzeichnungen sind zu diskutieren.

Überarbeitung der UN-Regelung 22/05

Zu einer Überarbeitung und Fortschreibung der UN-R 22/05 wurden in Zusammenarbeit mit LS-ICube, Universität Straßburg, die nachfolgenden Punkte als Anregungen und Empfehlungen erarbeitet:

- Typ-Prüfumfang: Gestaltfestigkeitsprüfung des Helmes verifizieren oder streichen,
- Typ-Prüfumfang: Erweiterung um Schrägaufprall mit Messwertgewinnung,
- Prüfkopf: wirklichkeitsnähere Gestaltung und Anbringung,
- Prüfungsgeschwindigkeiten: ggf. anpassen – siehe Prüfbedingungen für Motorradschutzhelme,
- Prüfpunkte am Helm: derzeit unverändert belassen,
- Typprüftemperatur bei -20° Celsius: Prüftemperatur auf -10° oder 0° anheben,
- Prüfkriterium Translationsbeschleunigung a_{\max} – Verminderung des derzeitigen Prüfwertes,
- Prüfkriterium HIC: Streichen oder ersetzen oder Verminderung des derzeitigen Prüfwertes,
- Prüfkriterium Rotationsbeschleunigung α_{\max} – einführen, Wertefestlegung,

- Weiterentwicklung von Prüfkriterien auf der Grundlage des SUFEHM,
- fälschungssichere Homologations-Kennzeichnung.

Eine wesentliche Verbesserung wäre möglich durch den Austausch der ISO-Kopfform gegen einen Hybrid-III-Dummy-Kopf. Gründe hierfür sind:

- eine wirklichkeitsnähere Masse und Massenträgheit des Kopfes,
- eine Verformbarkeit der Kopfhaut (wichtiger zur Helmoptimierung),
- eine einfachere Montierbarkeit am Hybrid-III-Dummyhals,
- die Möglichkeit der Anbringung von Aufnehmern für die Rotationsbeschleunigungen.

Die translatorische Beschleunigung a_{trans} ist als Maßstab der Belastung des behelmten Kopfes beizubehalten. Deren Wertegrenze (max. zulässiger Prüfwert) sollte vermindert werden unter der Bedingung der Berücksichtigung prüftechnischer Einflüsse und Eigenheiten der Komponenten des Versuchsaufbaus und der Durchführung des angewendeten Prüfversuches.

Das Head Injury Criterion wurde wegen seiner o. g. Einschränkungen kritisch beurteilt und hinsichtlich einer zukünftigen Anwendung als biomechanisches Prüfkriterium infrage gestellt. Bei einer fortgesetzten Anwendung des HIC sollte dessen derzeitige Wertegrenze von 2.400 ebenfalls vermindert werden.

Im zukünftigen Versuchsumfang der Typ-Prüfungen ist die Rotationsbeschleunigung im Sinne eines neu zu definierenden Schräganprallversuches einzubeziehen. Bei deren anzusetzender Wertegrenze (max. zulässiger Prüfwert) sind ebenfalls die o. g. Bedingungen (prüftechnische Einflüsse) zu berücksichtigen. Bei der Bewertung der Rotationsbeschleunigung ist zu klären, um welche Achse(n) die Rotation des Kopf-Helm-Ensembles erfolgen soll.

Bezüglich der Einführung der vorgeschlagenen SUFEHM-basierten Kopfverletzungskriterien als Typprüfkriterien sind zunächst deren maximal zulässige Prüfwerte zu entwickeln und messtechnisch umzusetzen.

Es sollte in Zukunft auch eine Einbeziehung einer IT-Ausstattung von Motorradschutzhelmen (z. B. für

Warnhinweise, eCall u. a.) zu deren Integration in die digitale Verkehrssicherheits-Infrastruktur untersucht werden.

Bezüglich einer Umsetzung der o. g. Überarbeitungspunkte wurde eine mögliche Vorgehensweise skizziert.

Ausblick

Unter den vorgegebenen Fragestellungen hat die mit den französischen Projektpartnern gemeinsam erfolgte Bearbeitung des Projektes klare und umsetzbare Ergebnisse und Erkenntnisse zur Beurteilung des aktuellen Standes der UN-Regelung 22 sowie zum weiteren Vorgehen geliefert.

Die hierbei durchgeführte Analyse des Unfallgeschehens MESFz im Allgemeinen, einschließlich Vergleichszahlen aus Frankreich, ließ erforderliche und umsetzbare Gegenmaßnahmen erkennen, um der hohen Zahl von schwerverletzten und getöteten Unfallopfern zu entgegnen.

Bezüglich der UN-R 22 wurde deutlich, dass die derzeitige Fassung die zeitgemäße Geeignetheit von Motorradschutzhelmen – insbesondere im Sinne des Verletzungsschutzes – nach den aktuellen, wissenschaftlichen Erkenntnissen der Verletzungs-Biomechanik sowie nach dem Stand der Technik nicht mehr in einem ausreichenden Maß gewährleistet, sondern eine Weiterentwicklung der Helme unter Nutzung neuer Werkstoffe und Technologien eher beeinträchtigt.

Auf der Grundlage der nach den Projektergebnissen dargelegten und begründeten Anregungen und Empfehlungen sollte daher in einen Überarbeitungsprozess der UN-R 22/05 eingetreten werden (siehe auch Kapitel 8.5).

Bei der Projektbearbeitung war aber auch erkennbar, dass zum Themenkreis noch offene Fragen bestehen. Diese beziehen sich auf die Funktion, die biomechanische Kompatibilität und den Wirkungsgrad und somit auf die Geeignetheit von Schutzhelmen.

Hierzu sind weitere Untersuchungen geeigneter, d. h. aussagekräftiger Unfallereignisse erforderlich, die im Einzelfall taugliche Aussagen zur Funktion und zum Wirkungsgrad von Helmen ermöglichen. Weitere Fragen beziehen sich auf die derzeit realisierbare technologische Optimierung von Helmen sowie auf die Weiterentwicklung einzelner Typprüf-

verfahren. Ein Projekt, das diese Aspekte zusammenführt, scheint ergänzend erforderlich.

Nachfolgend eine Zusammenstellung von Vorschlägen für praktikable Maßnahmen zur Prävention und Minderung der Verletzungsfolgen von Unfällen MESFz:

- konsequente ordnungsgemäße Nutzung geeigneter Schutzhelme und weiterer geeigneter persönlicher Schutzausrüstung,
- Bereitstellung von Kriterien zur Überprüfung der Geeignetheit von Motorradschutzhelmen durch Kräfte der Polizei,
- Qualitätssteigerung der Fahrausbildung ggf. auch Nachschulungen und Sicherheitstraining,
- Steigerung des Risikobewusstseins und des partnerschaftlichen Verhaltens von Nutzern MESFz durch einschlägige Fachliteratur und Presseaktionen,
- Straßenzustand (z. B. Schlaglöcher, Bitumen- ausbesserungen, Rollsplitt) sowie Gestaltung von Schutzplankensystemen und Bordsteinen,
- Ausrüstung von MESFz mit sicherheitsdienlichen Assistenzsystemen, insbesondere mit fortschrittlichen Bremssystemen.

Vor allem die Situation in zunehmend verkehrsbelasteten Innenstadtbereichen und die Zunahme MESFz mit immer leistungsstärkeren elektrischen Antrieben lassen die Dringlichkeit zukünftigen Forschungsbedarfs erkennen.

Literatur

ABEL, J.; GENNARELLI, T. A.; SEAGAWA, H. (1978): Cadence and severity of cerebral concussion in the rhesus monkey following sagittal plane angular acceleration. In: Proc. 22nd SCCC, SAE, pp. 33-53, Warrendale, PA

ADAMS, J. H.; GRAHAM, D. I.; GENNARELLI, T. A. (1983): Head injury in man and experimental animals: neuropathology. In: Acta Neurochirurgica, 32, pp.15-30

BOURDET, N.; DECK, C.; TINARD, V.; WILLINGER, R. (2011): Behaviour of helmets during head impact in real accident cases of motorcyclists. In: International Journal of Crashworthiness, Vol. 17, Nr. 1, pp. 51-61

CHINN, B.; CANAPLE, B.; DERLER, S.; OTTE, D.; DOYLE, D.; SCHULLER, E.; WILLINGER, R. (2003): Final report of the action COST 327: Motorcycle safety helmets. European Commission, Directorate General for Energy and Transport, Brussels, Belgium

COST 327 Final Report Motorcycle safety helmets (2003): European Commission, Directorate General for Energy and Transport, Brussels, Belgium, 2003

DECK, C.; BAUMGARTNER, D.; WILLINGER, R. (2007): Influence of rotational acceleration on intracranial mechanical parameters under accidental circumstances. Proceeding of IRCOBI Conference, Maastricht, Netherlands

DECK, C.; WILLINGER, R. (2008a): Improved head injury criteria based on head FE model. In: Int. J. Crash-worthiness, Vol. 13, Nr. 6, pp. 667-678

DECK, C.; WILLINGER, R. (2008b): Head injury prediction tool for predictive systems optimization. 7th European LS-DYNA Conference

DECK, C.; WILLINGER, R. (2009): The current state of the human head finite element modeling. In: International Journal of Vehicle Safety, Volume 4, Issue 2, pp. 85-112

EWING, C. L. et al. (1975): The effect of the initial position of the head and neck to Gx impact acceleration. Proc. of the 19th Stapp Car Crash Conf. SAE, Warrendale

GADD, C. W. (1966): Use of a weighted impulse criterion for estimating injury hazard. In: Proc. of the 10th Stapp Car Crash Conf., pp. 164-174

GENNARELLI, T. A.; THIBAUT, L. E.; TOMEI, G.; WISER, R.; GRAHAM, D.; ADAMS, J. (1987): Directional dependence of axonal brain injury due to centroidal and non-centroidal acceleration. In: Proceedings of the 31st Stapp Car Crash Conference, pp. 49.53. SAE Paper No. 872197

GENNARELLI, T. A.; THIBAUT, L. E. (1982): Biomechanics of accurate subdural hematoma. In: J. Trauma, Vol. 22, Nr. 8, pp. 680-686

GURDJIAN, E. S.; WEBSTER, J. E. (1945): Linear acceleration causing shear in the brain stem in trauma of the central nervous system. In: Mental Advances in Disease, pp. 24-28

- GURDJIAN, E. S.; WEBSTER, J. E.; LISSNER, H. R. (1955): Observations on the mechanism of brain concussion, contusion and laceration. In: Surgery, Gynecology and Obstetrics, 101: 680-690
- GURDJIAN, E. S.; WEBSTER, A. (1958): Head Injury. Little Brown Company, Boston
- GURDJIAN, E. S.; LISSNER, H. R.; EVANS, F. G. (1961): Intracranial Pressure and Acceleration Accompanying Head Impacts in Human Cadavers. In: Surgery, Gynecology, and Obstetrics, 112, pp. 185-190
- GURDJIAN, E. S.; LISSNER, H. R.; PATRICK, L. M. (1963): Concussion-mechanism and pathology. In: Proc. of the 7th Stapp Car Crash Conference, pp. 470-482
- GURDJIAN, E. S. et al. (1953a): Quantitative determination of acceleration and intracranial pressure in experimental head injury. In: Neurology 3, pp. 417-23
- GURDJIAN, E. S.; LISSNER, H. R. (1961): Photoelastic confirmation on the presence of shear strains at the craniospinal junction in closed head injury. In: Journal of Neurosurgery Vol. 18, pp. 58-60
- HARDY, W. N. et al. (2001): Investigation of Head Injury Mechanisms Using Neutral Density Technology and High-Speed Biplanar X-ray. In: Stapp Car Crash Journal, Vol. 45, pp. 337-368
- HARDY, W. N. et al. (2007): A Study of the Response of the Human Cadaver Head to Impact. In: Stapp Car Crash Journal, Vol. 51
- HODGSON, V. R.; THOMAS, L. M. (1975): Head impact response. VRI report 7.2 SAE
- HOLBOURN, A. H. S. (1943): Mechanics of head injuries. In: Lancet, Vol. 2, pp. 438-441
- HURT, H. (1979): Motorcycle Accident Cause Factors and Identification of Countermeasures. Status Report, Traffic Safety Center, University of Southern California, DOT-HS-5-01160
- KANG, H. S. et al. (1997): Validation of a 3D human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modelling. In: Proc. 41th SCCC, SAE, Lake Buena Vista, USA, pp. 329-338
- KLEIVEN, S.; HARDY, W. N. (2002): Correlation of an FE model of the human head with experiments on localized motion of the brain-consequences for injury prediction. In: Proc. 46th SCCC, pp. 123-144
- KLEIVEN, S. (2007): Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstruction. In: Proc. 51th SCCC, SAE Paper 2007-22-0003, pp. 81114
- KUSCHEFSKI, A. (2011): Im Visier, Motorradsicherheit – Theorie und Praxis. Motorbuch Verlag, Stuttgart
- LATTKE, B. (2012): Ein kommunikationsbasiertes Gefahrstellenwarnsystem für Motorradfahrer. Fortschritt-Berichte, Reihe 12, Nr. 757, VDI-Verlag, Düsseldorf
- LEE, M. C.; HAUT, R. C. (1989): Insensitivity of tensile failure properties of human bridging beins to strain rate. In: Implications in biomechanics of subdural hematoma, journal of biomechanics, 22(6/7), 537-542
- LISSNER, H. R. et al. (1960): Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man. In: Surgery, Gynaecology and Obstetrics, 111, pp. 329-38
- MAIER, R. et al. (2009): Unfallgefährdung von Motorradfahrern. Untersuchung im Auftrag der Unfallforschung der Versicherer beim GDV Berlin
- MARJOUX, D.; BAUMGARTNER, D.; DECK, C.; WILLINGER, R. (2006): Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP Criteria. In: Proc of the IRCOBI Conf, pp. 143-158
- MARTINEZ, L.; GUERRA, L. J.; FERICHOLA, G.; GARCIA, A. J.; YANG, K. (2007): Stiffness Corridors of the European fleet for pedestrian simulation, Enhanced Safety Vehicles Conference
- MEANEY, D. F.; SMITH, D.; ROSS, D. T.; GENNARELLI, T. A. (1993): Diffuse axonal injury in the miniature pig: Biomechanical development and injury threshold. In: ASME Crashworthiness and occupant protection in transportation systems 25: 169-175

- NAHUM, A.; SMITH, R.; WARD, C. (1977): Intracranial pressure dynamics during head impact. In: Proc. 21st Stapp Car Crash Conference, SAE Paper No. 770922
- NEWMAN, J. (1986): A generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT). In: Proc. IRCOBI Conf, pp 121-132
- NEWMAN, J. et al. (1999): A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury – Part 1 – Methodology. In: Proc. of the IRCOBI Conf. pp. 17-36
- NEWMAN, J. et al. (2000): A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury – Part 2 – Results and conclusions. In: Proc. of the IRCOBI Conf., pp. 223-234
- NUSHOLTZ, G. S.; LUX, P.; KAIKER, P.; JANICKI, M. A. (1984): Head impact response skull deformation and angular accelerations. In: Proc. of 28th SCCC, pp. 41-74, Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA
- NUSHOLTZ, G. S.; WYLIE, B.; GLASCOE, L. G. (1995): Cavitation/boundary effects in a simple head impact model. In: Aviation Space & Environmental Medicine 66(7): 661-667
- OMMAYA, A. K.; YARNELL, P.; HIRSH, A. E.; HARRIS, E. H. (1967): Scaling of experimental data on cerebral concussions in sub-human primates to concussion threshold for men. In: Proc. of the 11th Stapp Car Crash Conf., SAE International, PA, 670906, 1967
- OMMAYA, A. K.; FASS, F.; YARNELL, P. (1968): Whiplash injury and brain damage an experimental study. JAMA, Vol. 204, Nr. 4, pp. 285.289, 1968In:
- ONO, K. et al. (1980): Human head tolerance to sagittal impact: reliable estimation deduced from experimental head injury using primates and human cadaver skulls, SAE Paper 801303
- OTTE, D. et al. (2003): Contribution to Final report of the action COST 327: Motorcycle safety helmets, European Commission, Directorate General for Energy and Transport, Brussels, Belgium
- OTTE, D.; JÄNSCH, M.; HAASPER, C. (2010): Verletzungssituation und Unfallursachen-Parameter von motorisierten Zweirädern bei Verkehrsunfällen in Erhebungen am Unfallort GIDAS, Hannover
- PATRICK, L. M. et al. (1963): Survival by design – head protection. In: 7th Stapp Car Crash Conference
- PELLMAN, E. J.; VIANO, D. C.; TUCKER, A. M.; CASSON, I. R.; WAECKERLE, J. F. (2003): Concussion in professional football: reconstruction of game impacts and injuries. In: Neurosurgery 53:799-812, 2003; discussion 4
- PENG, Y.; DECK, C.; YANG, J. K.; OTTE, D.; WILLINGER, R. (2012): A study of adult pedestrian head impact conditions and injury risks in passenger car collisions based on real world accident data. In: Traffic Injury Prevention, 10.1080/15389588 (2012) 733841
- PENG, Y.; DECK, C.; YANG, J.; OTTE, D.; WILLINGER, R. (2014): Development of head injury risk functions based on real-world accident reconstruction. In: International Journal of Crashworthiness, 19/2, pp. 105-114
- PINCEMAILLE, Y.; TROSSEILLE, X.; MACK, P.; TARRIERE, C.; BRETON, F.; RENAULT, B. (1989): Some new data related to human tolerance obtained from volunteer boxers. In: Proc. of the 33rd Stapp Car Crash Conf., pp. 177-190
- PRATELLESI, A. et al. (2011): On the Effect of testing Uncertainties in the Homologation Tests of Motorcycle Helmets according to ECE 22/05. In: International Journal of Crashworthiness, Vol. 16, Nr. 5, 2011, pp. 523-536
- ROWSON, S.; DUMA, S. M.; BECKWITH, J. G. et al. (2012): Rotational head kinematics in football impacts: an injury risk function for concussion. In: Ann Biomed Eng. 2012, 40(1), pp. 1-13
- SAHOO, D.; DECK, C.; YOGANANDAN, N.; WILLINGER, R. (2013): Anisotropic composite human skull model and skull fracture validation against temporo-parietal skull fracture. In: JMBBM. Vol. 28, pp. 340-353
- SAHOO, D.; DECK, C.; WILLINGER, R. (2013): Development and validation of an advanced anisotropic visco-hyperelastic human brain FE model. In: Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 09/2013, DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.08.022>

- SCHUELER, F. (1979): Biomechanische Modelle und Verfahren zur Einstufung und Vorhersage von Verletzungen bei stoßartiger Einwirkung auf den menschlichen Körper. Druckschrift zum interdisziplinären Colloquium über aktuelle rechts- und verkehrsmedizinische Fragen, Heidelberg, Okt. 1979
- SCHUELER, F.; MATTERN, R. (1982): Biomechanical investigation to determine physical and traumatological differentiation criteria for the maximum load capacity of head and vertebral column with and without protective helmet under the effects of impact, Final Report FP 8079, Bundesanstalt für Straßenwesen, Bergisch Gladbach
- SCHUELER, F. (1982): Zum Begriff der ordnungsgemäßen Benutzung von Sicherheitsgurten und Kraftfahrerschutzhelmen. In: DAR 10/82, S. 312-314
- SCHUELER, F.; MATTERN, R. (1983): Dynamic fronto-occipital head loading of helmet protected cadavers. In: Proc. EEC Conference "Biomechanics of impacts in road accidents", Brussels (3/83), pp. 210-227, Ed.: BENJAMIN, Publ.: Commission of the European Communities, Luxemburg
- SCHUELER, F.; BAYER, G.; MATTERN, R.; HELBLING, M. (1984): Der Körperanprall gegen Schutzplanken beim Verkehrsunfall motorisierter Zweiradbenutzer. Forschungshefte Zweiradsicherheit, Band 2, Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven
- SCHUELER, F.; MATTERN, R. (1986): Biomechanische Versuche hinsichtlich des passiven Unfallschutzes von Aufsassen motorisierter Zweiradfahrzeuge beim Anprall gegen Schutzplankenpfosten. Abschlussbericht, Hrsg.: Schutzplanken-Produktions-GmbH & Co KG, Schmelz-Limbach, Saarland
- SCHUELER, F.; MATTERN, R. (1984): Analyse von Verkehrsunfällen motorisierter Zweiradbenutzer unter Anwendung eines Klassifizierungssystems der Einwirkungen – Kriterien für Tauglichkeit und Verbesserung von Schutzhelmen. Proc. 9th IRCOBI Conference 1984
- SCHUELER, F.; MATTERN, R.; HELBLING, M. (1985): Schutzhelme für motorisierte Zweiradfahrer. Abschlussbericht zu BAST FE 7806/6: Wirksamkeit von Elementen des passiven Unfallschutzes. Bericht 114, Band 3/2, Hrsg. Bundesanstalt für Straßenwesen, Bergisch Gladbach
- SCHUELER, F.; ALBRECHT, E. (1988): Untersuchung zu Art und Häufigkeit der Benutzung von Kraftfahrerschutzhelmen und Schutzkleidung durch Aufsassen motorisierter Zweiradfahrzeuge. Abschlussbericht zu BAST-Projekt FP 8902
- SCHUELER, F. et al (1994): Assessment of mechanical Properties of the human Skullcap through basic biomechanic Tests and quantitative computed Tomography. Proc. IRCOBI-Conference, Lyon, France, Sept. 1994
- SCHUELER, F.; ADOLPH, Th.; STEINMANN, K.; REICHL, B. (2007): Computertomografische Untersuchung und Befundung impaktexponierter technischer Strukturen. In: Proc. crash. tech 2007, TÜV SÜD Automotive GmbH, Leipzig, April 2007
- SCHUELER, F. et al (2008): Anforderungen an Helme für Motorradfahrer zur Motorradsicherheit. Fahrzeugtechnik, Heft 64, Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven, ISSN 0943-9307; ISBN 978-3-86509-735-4
- SLATTENSCHKE, A.; TAUFFKIRCHEN, W. (1970): Critical evaluation of assessment methods for head impact applied in appraisal of brain injury hazard, in particular in head impact on windshields. In: International Automobile Safety Conference Compendium 1970, pp. 1084-1112
- SPIEGEL, B. (2012): Die obere Hälfte des Motorrads. 7. Aufl. 2012, Motorbuch Verlag, Stuttgart
- STALNAKER, R. L.; ALEM, N. M.; BENSON, J. B.; MELVIN, J. W. (1977): Validation studies for head impact injury model. Final report DOT HS-802 566, National Highway Traffic Safety Administration US, Department of Transportation, Washington DC
- TAKHOUNTS, E.; EPPINGER, R. (2003): On the development of the SIMon finite element head model. In: Proc. of the 47th Stapp Car Crash Conf., 107-133
- TAKHOUNTS, E. et al. (2008): Investigation of traumatic brain injuries using the next generation of simulated injury monitor (SIMon) finite element head model. In: Proc of SCCC 52, 2008, pp. 1-31

- TAKHOUNTS, E. et al. (2011): Kinematic rotational brain injury criterion (BrIC). In: Proc. Enhanced Safety of Vehicles 2011, 11-0263-0
- TAKHOUNTS, E.; CRAIG, M. J.; MOORHOUSE, K.; MCFADDEN, J.; HASIJA, V. (2013): Development of Brain Injury Criteria (BrIC). In: Stapp Car Crash Journal, Vol. 57, 2013, pp. 243-266
- TINARD, V.; DECK, C.; WILLINGER, R. (2012): New methodology for improvement of helmet performances during impacts with regards to biomechanical criteria. In: Materials & Design, Vol. 37, Nr. 10, pp. 79-88, May 2012
- TINARD, V.; DECK, C.; WILLINGER, R. (2012): Modelling and validation of motorcyclist helmet with composite shell. In: Int. J. Crashworthiness, Vol. 17, Nr. 2, pp. 209-215, 2012
- TROSSEILLE, X.; TARRIERE, C.; LAVASTE, F.; GUILLON, F.; DOMONT, A. (1992): Development of a FE Model of the human head according to a specific test protocol. In: Proc. of 36th SCCC, SAE Paper No. 922527
- UNTERHARNSCHEIDT, F. J. (1971): Translational versus rotational acceleration: animal experiments with measured input. In: Proc. of 15th SCCC, SAE, Paper No. 710880
- VIANO, D. C.; LÖVSUND, P. (1999): Biomechanics of brain and spinal cord injury: Analysis of neuropathologic and neurophysiologic experiments. In: Journal of crash prevention and injury control, I, pp. 35-43
- WHYTE, T. et al. (2013): Head Injury and effective Motorcycle Helmets. In: Proc. 23th ESV Conference, Paper Nr. 13-0108
- ZELLMER, H. (1993): Investigation of the Performance of Motorcycle Helmets under Impact Conditions. In: Proc. of the 37th Stapp Car Crash Conference, SAE Paper No. 933113, pp. 59-68

Bilder

- Bild 1: Bevölkerungsentwicklung und Altersstruktur in Deutschland
- Bild 2: Altersstruktur in Deutschland, Bezugsjahr 2010
- Bild 3: Altersstruktur in Deutschland, Bezugsjahr 2030
- Bild 4: Anzahl und Aufteilung der insgesamt verunglückten Verkehrsteilnehmer
- Bild 5: Anzahl und Aufteilung der leicht verletzten Verkehrsteilnehmer
- Bild 6: Anzahl und Aufteilung der schwer verletzten Verkehrsteilnehmer
- Bild 7: Anzahl und Aufteilung der getöteten Verkehrsteilnehmer
- Bild 8: Getötete Aufsassen MESFz nach Fahrzeuggruppen
- Bild 9: Verunglückte Aufsassen MESFz nach Ortslage
- Bild 10: Verunglückte Aufsassen MESFz
- Bild 11: Leicht- u. schwer verletzte Aufsassen MESFz
- Bild 12: Tödlich verletzte Aufsassen MESFz
- Bild 13: Verunglückte Aufsassen MESFz nach Ortslage
- Bild 14: Zeitdauer zwischen Unfallzeit und Meldung des ersten Rettungswagens
- Bild 15: Blutalkoholkonzentrationen (BAK) in Promillegruppen
- Bild 16: Unfallspuren am Helm – Sektoren nach GIDAS
- Bild 17: Anzahl und Aufteilung der getöteten anderen Verkehrsteilnehmer, Frankreich
- Bild 18: Getötete Aufsassen MESFz nach Fahrzeuggruppen, Frankreich
- Bild 19: Lage und Häufigkeit von Unfall-Kontakts Spuren an 360 Helmen, (Projet RIDER)
- Bild 20: Unfallstelle; unten rechts: getragener Helm nach Baumanprall – GIDAS-Dokumentation

- Bild 21: Oben: Endstand Pkw, unten links: beteiligtes Krad, unten rechts: Helm – GIDAS-Dokumentation
- Bild 22: Oben: Unfallstelle, unten: getragener Integralhelm – Archiv IRMFR
- Bild 23: Getragener, unfallbeschädigter Integralhelm (GFK) – Archiv IRMFR
- Bild 24: Pfosten, IPE 100 mit Anpralldämpfer der Fa. Spick, Schmelz-Limbach
- Bild 25: Fälschungssicherer Aufkleber entsprechend dem australischen Standard
- Bild 26: Fälschungssicherer Aufkleber entsprechend FMVSS 218
- Bild 27: Hologramm gemäß FIA-Standard 8860-2010
- Bild 28: RFID-Chip, links: im Helm angebracht, rechts: RFID durchleuchtet
- Bild 29: Einteilung der Wayne-State-Verträglichkeitskurve in Zeitabschnitte der Impulsdauer
- Bild 30: HIC-Wertegrenzen für Hirnverletzungen (PMHS-Versuche)
- Bild 31: Risiko von Gehirnverletzungen mit AIS-Werten > 4 als Funktion des 15-ms-HIC
- Bild 32: Messungen (schraffierter Bereich) und Grenzkurve der Erträglichkeit nach Fiala
- Bild 33: AIS-Werte als Funktion des BrIC für H-III-Dummy beim Frontalanprall
- Bild 34: Prädiktionsgüte von Kopfverletzungen mittels HIC-, SFC- und FEM-Kriterien
- Bild 35: Darstellung der Analyse von Unfällen – LS-ICube
- Bild 36: Darstellung des FE-Modells des Kopfes der Universität Straßburg (SUFEM)
- Bild 37: Anprallsimulation des FE-Kopfmodells im Helmdombereich
- Bild 38: Verläufe der Kopfbeschleunigung im Prüftest und in der Simulation
- Bild 39: Verteilung der Anprall-Kontaktstrukturen nach LS-ICube
- Bild 40: Mittelwerte der Anprallgeschwindigkeit (a) Boden/eben, (b) andere Oberflächen
- Bild 41: Unfallskizze und Verletzungsübersicht
- Bild 42: Getragener Integralschutzhelm und Anprallstruktur – Baumstamm
- Bild 43: Konfiguration für die FE-Simulation zur Verletzungsprädiktion
- Bild 44: Helmverformungen in Abhängigkeit von der Anprallgeschwindigkeit
- Bild 45: Unfallskizze und Verletzungsübersicht
- Bild 46: Unfallbeteiligter Pkw und offen getragener Klapphelm – Quelle: GIDAS
- Bild 47: Anfangsbedingungen der beiden Kopfanpralle gegen Pkw und auf Fahrbahn
- Bild 48: Anprallsituation des FE-Kopfmodells gegen Pkw und auf Fahrbahn
- Bild 49: Unfallskizze, Beschädigungen am Pkw
- Bild 50: Starrkörper-Simulation mit Anfangsbedingungen des Kopfanpralls (C03)
- Bild 51: FE-Simulation: vor Anprall und bei max. zerebraler Von Mises Druckspannung
- Bild 52: Unfallskizze, Beschädigungen am Pkw
- Bild 53: Starrkörper-Simulation-Relativposition und Geschwindigkeiten der Kopfanpralle
- Bild 54: FE-Simulation für beide Anprallkontakte des behelmten Kopfes
- Bild 55: Unfallbeteiligte Fahrzeuge, Unfallstelle (Quelle: Archiv IRMFR)
- Bild 56: Starrkörper-Simulation mit Relativpositionen und Geschwindigkeiten
- Bild 57: FE-Helm-Kopfmodell: Simulation der Anpralle gegen Pkw und auf Fahrbahn
- Bild 58: Unfallskizze und unfallbeteiligte Fahrzeuge (Quelle: IRMFR)
- Bild 59: Starrkörper-Simulation mit Relativpositionen und Geschwindigkeiten
- Bild 60: FE-Simulation: vor Anprall und bei max. zerebraler Von Mises Druckspannung
- Bild 61: Darstellung des winkligen/schrägen Helmanpralles (LS-ICube)
- Bild 62: Verbesserte Halsanschlussbereiche, distal u. proximal (LS-ICube)

Tabellen

- Tab. 1: Unfälle und Verletzungsschwere von Aufsassen MESFz nach Ortslage
- Tab. 2: Verunglückte Aufsassen MESFz nach Gruppen der Verletzungsschwere
- Tab. 3: Unfälle und Verletzungsschwere von Aufsassen MESFz nach Ortslage
- Tab. 4a: Kopf – AIS-Werte versus MAIS (3-6)
- Tab. 4b: Halswirbelsäule (HWS) – AIS-Werte versus MAIS (3-6)
- Tab. 4c: Thorax (TH) – AIS-Werte versus MAIS (3-6)
- Tab. 4d: Abdomen (ABD) – AIS-Werte versus MAIS (3-6)
- Tab. 4e: Becken (BECK) – AIS-Werte versus MAIS (3-6)
- Tab. 4f: Obere Extremitäten, Arme (ARM) – AIS-Werte versus MAIS (3-6)
- Tab. 4g: Untere Extremitäten, Beine (BEIN) – AIS-Werte versus MAIS (3-6)
- Tab. 5: Zeitdauer der Erstversorgung und Fallzahl (n = 900)
- Tab. 6: BAK-Werte in Promillegruppen und deren Häufigkeit
- Tab. 7: Unfälle MESFz nach Unfalltyp 1999 – 2011, absteigende Häufigkeit bis 1 %
- Tab. 8: Die drei führenden Unfalltypen mit 907 verunglückten Aufsassen
- Tab. 9: Nutzung und Art von Helmen bei Unfällen MESFz 1999 – 2012
- Tab. 10: Nutzung und Art von Helmen und Verletzungsschwere
- Tab. 11: MAIS- und AIS_{Kopf}-Werte gegenüber Art der benutzten Schutzhelme
- Tab. 12: Ortslage und AIS_{Kopf}-Werte gegenüber Art der benutzten Schutzhelme
- Tab. 13: Art des Zustandes der Helmsektoren, Anzahl der Nennungen
- Tab. 14: Auswahl aller unbeschädigten Schutzhelme mit AIS-Kopfwerten
- Tab. 15: Altersgruppen und Unterteilung nach Geschlecht
- Tab. 16: Wichtungsfaktoren Alter u. Geschlecht, Zeitraum 2004 – 2010
- Tab. 17: Verunglückte Aufsassen MESFz nach Ortslage und Verletzungsschwere
- Tab. 18: Wichtungsfaktoren Ortslage, Zeitraum 2001 – 2010
- Tab. 19: Getötete Aufsassen MESFz und getötete andere Verkehrsteilnehmer, Frankreich – Vergleichswerte für Deutschland in Klammern
- Tab. 20: HIC versus Kopfverletzungen – NAGELKERKE R-Quadratwerte
- Tab. 21: HIC-Werte in Standards
- Tab. 22: Korrelation von Spitzenwert der Rotationsbeschleunigung und Kopfverletzungen
- Tab. 23: Rotationsbeschleunigungen und Kopfverletzungsschwere
- Tab. 24: Komponenten des SUFEHM und deren mechanische Eigenschaften (LS-Icube)
- Tab. 25: SUFEHM unter RADIOSS-Verletzungskriterien und deren Wertegrenzen
- Tab. 26: SUFEHM unter LS-DYNA-Verletzungskriterien und deren Wertegrenzen
- Tab. 27: Zusammenstellung von Kopfverletzungskriterien und deren Einschränkungen
- Tab. 28: Wertegrenzen mit 50-prozentigem Verletzungsrisiko nach Simulationsmodellen
- Tab. 29: Mithilfe des SUFEHM abgeleitete Kopfverletzungskriterien (unter LS-DYNA)
- Tab. 30: Ergebnisse der FE-Simulation hinsichtlich des Risikos von Kopfverletzungen (C01)
- Tab. 31: Ergebnisse der FE-Simulation hinsichtlich des Risikos von Kopfverletzungen (C02)
- Tab. 32: FE-Simulation zum Risiko von Kopfverletzungen mit und ohne Schutzhelm (C03)
- Tab. 33: Ergebnisse der FE-Simulation hinsichtlich des Risikos von Kopfverletzungen (C04)
- Tab. 34: FE-Simulation zum Risiko von Kopfverletzungen bei beiden Kopfanprallen (C05)

- Tab. 35: FE-Simulation zum Risiko von Kopfverletzungen (nur Frontscheibenanprall) (C06)
- Tab. 36: Zusammenstellung der Fallergebnisse – erlittene Verletzungen und deren Prädiktion
- Tab. 37: Masse und Massenträgheit von Prüfköpfen im Vergleich zum Menschenkopf
- Tab. 38: Zusammenstellung von Kopfverletzungskriterien und deren Einschränkungen
- Tab. 39: Vergleich des Kopfumfanges von EN 960-Prüfköpfen und H-III-Dummyköpfen
- Tab. 40: Getötete Aufsassen MESFz und getötete andere Verkehrsteilnehmer, Frankreich – Vergleichswerte für Deutschland in Klammern
- Tab. 41: Basistabelle Unfallgeschehen, Verunglückte und Bezugszahlen 1991 – 2001
- Tab. 42: Basistabelle Unfallgeschehen, Verunglückte und Bezugszahlen 2001 – 2012
- Tab. 43: Basistabelle Unfallgeschehen, Kennzahlen 1991 – 2001
- Tab. 44: Basistabelle Unfallgeschehen, Kennzahlen 2001 – 2012

Anhang

Basistabellen des Statistischen Bundesamtes

Die Tabellen 41 bis 44 des Statistischen Bundesamtes, Wiesbaden (2013 Verkehrsunfälle, Zeitreihen 2012) geben als Basistabellen die Zahlen des Straßenverkehrsunfallgeschehens der beiden betrachteten Fahrzeuggruppen (Motorräder sowie Mofas und Mopeds) der Jahre 1991 bis 2012 sowie die zugehörenden Bezugswerte (Altersgruppen, Kfz-Bestand) und Kennzahlen (Getötete Kfz – Benutzer je Kraftfahrzeugbestand und Altersgruppen) wieder.

Diese Zahlen sind die Grundlage und Quelle der Verlaufsdarstellungen in Kapitel 3.2.

Das Straßenverkehrsunfallgeschehen im Überblick 1991 – 2001, Verunglückte und Bezugswerte.

Jahr	1991	1992	1993	1994	1995	1996	1997	1998	1999	2000	2001
Verunglückte											
Insgesamt	516.835	527.428	515.540	526.229	521.595	501.916	509.643	505.111	528.899	511.577	501.752
Leichtverletzte	374.442	386.446	379.737	389.692	389.168	376.702	385.680	388.429	411.577	401.658	399.735
dar: Motorräder	25.113	23.740	22.372	24.518	24.394	23.830	27.590	25.985	28.917	27.332	25.595
dar: Mofas, Mopeds	10.510	10.908	9.932	10.974	10.935	10.859	12.808	13.893	14.290	14.472	14.371
Schwerverletzte	131.093	130.351	125.854	126.723	122.973	116.456	115.414	108.890	109.550	102.416	95.040
dar: Motorräder	14.250	12.623	11.962	12.885	12.815	12.148	13.636	12.726	13.901	12.835	12.104
dar: Mofas, Mopeds	5.207	5.162	4.905	5.140	4.713	4.524	4.988	4.905	5.149	4.744	4.362
Getötete	11.300	10.631	9.949	9.814	9.454	8.758	8.549	7.792	7.772	7.503	6.977
dar: Motorräder	992	903	885	934	912	864	974	864	981	945	964
dar: Mofas, Mopeds	243	251	226	222	183	134	169	147	147	157	138
Bezugswerte											
Bevölkerung (1 000) ¹⁾	79.984	80.594	81.179	81.422	81.661	81.896	82.052	82.029	82.087	82.188	82.340
im Alter von ... bis											
unter ... Jahren											
unter 15	13.013	13.166	13.279	13.298	13.264	13.209	13.139	13.035	12.936	12.836	12.698
15 - 18	2.414	2.446	2.503	2.555	2.620	2.698	2.762	2.776	2.754	2.734	2.743
18 - 25	8.061	7.672	7.294	6.902	6.605	6.403	6.280	6.274	6.362	6.476	6.583
25 - 65	44.528	45.211	45.832	46.220	46.537	46.794	46.956	46.931	46.826	46.632	46.441
65 und mehr	11.969	12.100	12.272	12.448	12.634	12.791	12.915	13.014	13.207	13.511	13.874
Kfz-Bestand (1 000) ²⁾	38.236	44.050	47.191	48.236	49.153	50.070	50.686	51.221	52.356	53.107	54.082
dar: Motorräder ³⁾	1.492	1.679	1.894	2.083	2.267	2.470	2.717	2.926	3.177	3.338	3.410
dar: Mofas, Mopeds ⁴⁾	868	2.050	1.362	1.690	1.653	1.714	1.653	1.621	1.731	1.725	1.578

Tab. 41: Basistabelle Unfallgeschehen, Verunglückte und Bezugswerte 1991 – 2001

Das Straßenverkehrsunfallgeschehen im Überblick 2001 – 2012, Verunglückte und Bezugswahlen

Jahr	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012
Verunglückte												
Insgesamt	501.752	483.255	468.783	445.968	438.804	427.428	436.368	413.524	401.823	374.818	396.374	387.978
Leichtverletzte	399.735	388.031	376.593	359.325	356.491	347.835	355.976	338.403	329.104	308.550	323.380	318.099
davon Motorräder	25.595	25.507	26.429	23.484	23.915	22.838	23.253	20.478	20.031	17.728	20.083	18.203
davon Mofas, Mopeds	14.371	13.795	14.129	13.943	14.022	15.278	17.260	17.912	16.107	13.703	14.913	13.885
Schwerverletzte	95.040	88.382	85.577	80.801	76.952	74.502	75.443	70.644	68.567	62.620	68.985	66.279
davon Motorräder	12.104	11.859	11.910	10.969	10.913	10.590	10.742	9.506	9.689	8.606	9.889	9.158
davon Mofas, Mopeds	4.362	4.076	4.075	3.816	3.735	4.005	4.138	4.187	3.708	3.470	3.696	3.366
Getötete	6.977	6.842	6.613	5.842	5.361	5.091	4.949	4.477	4.152	3.648	4.009	3.600
davon Motorräder	964	913	946	858	875	793	807	656	650	635	708	586
davon Mofas, Mopeds	138	131	134	122	107	107	100	110	99	74	70	93
Bezugswahlen												
Bevölkerung (1 000) ¹⁾	82.340	82.482	82.520	82.501	82.464	82.366	82.263	82.120	81.875	81.757	81.752	81.342
im Alter von ... bis												
unter ... Jahren												
unter 15	12.698	12.517	12.288	12.042	11.787	11.544	11.361	11.212	11.078	10.979	10.941	10.644
15 - 18	2.743	2.792	2.857	2.898	2.906	2.854	2.745	2.617	2.501	2.429	2.400	2.411
18 - 25	6.583	6.663	6.711	6.751	6.778	6.795	6.810	6.824	6.811	6.763	6.737	6.386
25 - 65	46.441	46.262	46.021	45.702	45.378	45.091	44.941	44.845	44.676	44.717	44.830	44.916
65 und mehr	13.874	14.247	14.645	15.109	15.615	16.081	16.406	16.622	16.809	16.869	16.844	16.985
Kfz-Bestand (1 000) ²⁾	54.082	54.988	55.240	55.745	56.305	56.728	57.442	51.314	51.796	52.289	52.945	53.831
dar: Motorräder ³⁾	3.410	3.557	3.657	3.745	3.828	3.903	3.969	3.566	3.659	3.763	3.828	3.908
dar: Mofas, Mopeds ⁴⁾	1.578	1.664	1.567	1.644	1.764	1.793	1.911	1.964	2.172	2.080	2.015	2.037

Tab. 42: Basistabelle Unfallgeschehen, Verunglückte und Bezugswahlen 2001 – 2012 (Quelle: Statistisches Bundesamt, Wiesbaden: 2013 Verkehrsunfälle, Zeitreihen 2012)

Das Straßenverkehrsunfallgeschehen im Überblick 1991 – 2001, Kennzahlen

Jahr	1991	1992	1993	1994	1995	1996	1997	1998	1999	2000	2001
Kennzahlen											
Getötete Kfz-Benutzer je 100 000 Kraftfahrzeuge des Bestandes	22				15	14	13	12	12	11	10
Benutzer von Motorrädern	67				40	35	36	30	31	28	28
Benutzer von Mofas, Mopeds	28				11	8	10	9	8	9	9
Getötete je 1 Mill. Einwohner der jeweiligen Altersgruppe											
im Alter von ... bis											
unter ... Jahren											
Insgesamt	141	132	123	121	116	107	104	95	95	91	85
unter 15	39				32	27	24	23	25	19	18
15 - 18	172	161	155	173	165	157	135	129	142	123	104
18 - 25	341				327	307	309	275	266	268	244
25 - 65	129				106	99	97	87	87	83	77
65 und mehr	155				120	106	107	102	99	97	92

Tab. 43: Basistabelle Unfallgeschehen, Kennzahlen 1991 – 2001

Das Straßenverkehrsunfallgeschehen im Überblick 2001 – 2012, Kennzahlen

Jahr	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012
Kennzahlen												
Getötete Kfz-Benutzer je 100 000 Kraftfahrzeuge des Bestandes	10	10	9	8	7	7	7	7	6	5	6	5
Benutzer von Motorrädern	28	26	26	23	23	20	20	18	18	17	18	15
Benutzer von Mofas, Mopeds	9	8	9	7	6	6	5	6	5	4	3	5
Getötete je 1 Mill. Einwohner der jeweiligen Altersgruppe												
im Alter von ... bis												
unter ... Jahren												
Insgesamt	85	83	80	71	65	62	60	55	51	45	49	44
unter 15	18	17	17	13	13	12	10	9	8	9	8	7
15 - 18	104	114	111	91	77	61	64	66	53	42	48	47
18 - 25	244	233	207	188	159	149	143	130	117	102	109	92
25 - 65	77	76	73	65	60	58	56	50	45	41	45	40
65 und mehr	97	92	87	91	79	74	72	70	64	66	54	62

Tab. 44: Basistabelle Unfallgeschehen, Kennzahlen 2001 – 2012

Schriftenreihe

Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen

Unterreihe „Fahrzeugtechnik“

2011

F 76: Schutz von Fußgängern beim Scheibenanprall II
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann kostenpflichtig unter www.nw-verlag.de heruntergeladen werden.
Bovenkerk, Gies, Urban € 19,50

F 77: 4th International Conference on ESAR „Expert Symposium on Accident Research“
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann kostenpflichtig unter www.nw-verlag.de heruntergeladen werden. € 29,50

F 78: Elektronische Manipulation von Fahrzeug- und Infrastruktursystemen
Dittmann, Hoppe, Kiltz, Tuchscheerer € 17,50

F 79: Internationale und nationale Telematik-Leitbilder und IST-Architekturen im Straßenverkehr
Boltze, Krüger, Reusswig, Hillebrand € 22,00

F 80: Untersuchungskonzepte für die Evaluation von Systemen zur Erkennung des Fahrerzustands
Eichinger € 15,00

F 81: Potential aktiver Fahrwerke für die Fahrsicherheit von Motorrädern
Wunram, Eckstein, Rettweiler € 15,50

F 82: Qualität von on-trip Verkehrsinformationen im Straßenverkehr – Quality of on-trip road traffic information – BAST-Kolloquium 23. & 24.03.2011
Lotz, Luks € 17,50
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann kostenpflichtig unter www.nw-verlag.de heruntergeladen werden.

2012

F 83: Rechtsfolgen zunehmender Fahrzeugautomatisierung – Gemeinsamer Schlussbericht der Projektgruppe
Gasser, Arzt, Ayoubi, Bartels, Bürkle, Eier, Flemisch, Häcker, Hesse, Huber, Lotz, Maurer, Ruth-Schumacher, Schwarz, Vogt € 19,50

F 84: Sicherheitswirkungen von Verkehrsinformationen – Entwicklung und Evaluation verschiedener Warnkonzepte für Stauendwarnungen
Bogenberger, Dinkel, Totzke, Naujoks, Mühlbacher € 17,00

F 85: Cooperative Systems Stakeholder Analysis
Schindhelm, Calderaro, Udin, Larsson, Kernstock, Jandrisits, Ricci, Geißler, Herb, Vierkötter € 15,50

2013

F 86: Experimentelle Untersuchung zur Unterstützung der Entwicklung von Fahrerassistenzsystemen für ältere Kraftfahrer
Hoffmann, Wipking, Blanke, Falkenstein € 16,50

F 87: 5th International Conference on ESAR „Expert Symposium on Accident Research“
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 88: Comparative tests with laminated safety glass panes and polycarbonate panes
Gehring, Zander € 14,00

F 89: Erfassung der Fahrermüdigkeit
Platho, Pietrek, Kolrep € 16,50

F 90: Aktive Systeme der passiven Fahrzeugsicherheit
Nuß, Eckstein, Berger € 17,90

F 91: Standardisierungsprozess für offene Systeme der Straßenverkehrstelematik
Kroen € 17,00

F 92: Elektrofahrzeuge – Auswirkungen auf die periodisch technische Überwachung
Beyer, Blumenschein, Bönninger, Grohmann, Lehmann, Meißner, Paulan, Richter, Stiller, Calker € 17,00

2014

F 93: Entwicklung eines Verfahrens zur Erfassung der Fahrerbeanspruchung beim Motorradfahren
Buld, Will, Kaussner, Krüger € 17,50

F 94: Biokraftstoffe – Fahrzeugtechnische Voraussetzungen und Emissionen
Pellmann, Schmidt, Eckhardt, Wagner € 19,50

F 95: Taxonomie von Fehlhandlungen bei der Fahrzeugführung
Oehme, Kolrep, Person, Byl € 16,50

F 96: Auswirkungen alternativer Antriebskonzepte auf die Fahrdynamik von Pkw
Schönemann, Henze € 15,50

F 97: Matrix von Lösungsvarianten Intelligenter Verkehrssysteme (IVS) im Straßenverkehr
Matrix of alternative implementation approaches of Intelligent Transport Systems (ITS) in road traffic
Lotz, Herb, Schindhelm, Vierkötter
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 98: Absicherungsstrategien für Fahrerassistenzsysteme mit Umfeldwahrnehmung
Weitzel, Winner, Peng, Geyer, Lotz Sefati € 16,50

F 99: Study on smoke production, development and toxicity in bus fires
Hofmann, Dülsen € 16,50

2015

F 100: Verhaltensbezogene Kennwerte zeitkritischer Fahrmanöver
Powelleit, Muhrer, Vollrath, Henze, Liesner, Pawellek € 17,50

F 101: Altersabhängige Anpassung von Menschmodellen für die passive Fahrzeugsicherheit
Wagner, Segura, Mühlbauer, Fuchs, Peldschus, Freßmann € 19,00

F 102: 6th International Conference on ESAR „Expert Symposium on Accident Research“
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 103: Technische Möglichkeiten für die Reduktion der CO₂-Emissionen von Nutzfahrzeugen
Süßmann, Lienkamp
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 104: Abbiege-Assistenzsystem für Lkw – Grundlagen eine Testverfahrens
Schreck, Seiniger € 14,50

F 105: Abgasverhalten von in Betrieb befindlichen Fahrzeugen und emissionsrelevanten Bauteilen – Feldüberwachung
Schmidt, Georges € 14,50

F 105b: Examination of pollutants emitted by vehicles in operation and of emission relevant components – In-service conformity
Schmidt, Johannsen

Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 106: Untersuchung des Abgasverhaltens von in Betrieb befindlichen Fahrzeugen und emissionsrelevanten Bauteilen – Austauschkatalysatoren
Schmidt, Johannsen € 13,50

F 106b: Examination of pollutants emitted by vehicles in operation and of emission relevant components – Replacement catalytic converters
Schmidt, Johannsen

Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 107: Sicherheitsaspekte beim Laden von Elektrofahrzeugen
Vogt, Link, Ritzinger, Ablingyte, Reindl € 16,50

F 108: Interoperabilität zwischen öffentlichem Verkehrsmanagement und individuellen Navigationsdiensten – Maßnahmen zur Gewährleistung
von der Ruhren, Kirschfink, Ansorge, Reusswig, Riegelhuth, Karina-Wedrich, Schopf, Sparmann, Wöbbeking, Kannenberg € 17,50

F 109: Ermittlung des Umfangs von Abweichungen bei Durchführung der Abgasuntersuchung zwischen Messung am Auspuff und Abfrage des On-Board-Diagnosesystems
Schröder, Steickert, Walther, Ranftl
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 110: Wahrnehmung und Bewertung von Fahrzeugaußengeräuschen durch Fußgänger in verschiedenen Verkehrssituationen und unterschiedlichen Betriebszuständen
Altinsoy, Landgraf, Rosenkranz, Lachmann, Hagen, Schulze, Schlag
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 111: Geräuschminderung von Dünnschichtbelägen
Schulze, Kluth, Ruhnau, Hübelt
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

2016

F 112: Ersatz von Außenspiegeln durch Kamera-Monitor-Systeme bei Pkw und Lkw
Schmidt, Hoffmann, Krautscheid, Bierbach, Frey, Gail, Lotz-Keens € 17,50

F 112b: Final Report Camera-Monitor-Systems as a Replacement for Exterior Mirrors in Cars and Trucks
Schmidt, Hoffmann, Krautscheid, Bierbach, Frey, Gail, Lotz-Keens
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 113: Erweiterung der Software TREMOD um zukünftige Fahrzeugkonzepte, Antriebe und Kraftstoffe
Bergk, Heidt, Knörr, Keller € 15,50

F 114: Barrierefreiheit bei Fernlinienbussen
Oehme, Berberich, Maier, Böhm € 17,50

F 115: Statischer und dynamischer Fahr Simulator im Vergleich – Wahrnehmung von Abstand und Geschwindigkeit
Frey

Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

2017

F 116: Lang-Lkw – Auswirkung auf Fahrzeugsicherheit und Umwelt
Süßmann, Förg, Wenzelis

Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 117: 7th International Conference on ESAR „Expert Symposium on Accident Research“ – Reports on the ESAR-Conference 2016 at Hannover Medical School

Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 118: Bedeutung kompensativer Fahrerstrategien im Kontext automatisierter Fahrfunktionen
Voß, Schwalm € 16,50

F 119: Fahrzeugtechnische Eigenschaften von Lang-Lkw
Förg, Süßmann, Wenzelis, Schmeiler
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 120: Emissionen von über 30 Jahre alten Fahrzeugen
Steven, Schulte, Hammer, Lessmann, Pomsel
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 121: Laufleistungsabhängige Veränderungen der CO2-Emissionen von neuen Pkw
Pellmann, Schmidt
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

2018

F 122: Revision der Emissionsmodellierung für leichte Nutzfahrzeuge – Bedarfsanalyse auf Basis einer Vorstudie
Auf der Maur, Strassburg, Knörr, Heidt, Wuethrich
Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 123: Motorradschutzhelme – Identifizierung ihres Verbesserungspotenzials unter Berücksichtigung des Motorradunfallgeschehens
Pollak, Schueler, Bourdet, Deck, Willinger € 19,50

Fordern Sie auch unser kostenloses Gesamtverzeichnis aller lieferbaren Titel an! Dieses sowie alle Titel der Schriftenreihe können Sie unter der folgenden Adresse bestellen:

Fachverlag NW in der Carl Schünemann Verlag GmbH
Zweite Schlachtpforte 7 · 28195 Bremen
Tel. +(0)421/3 69 03-53 · Fax +(0)421/3 69 03-63

Alternativ können Sie alle lieferbaren Titel auch auf unserer Website finden und bestellen.

www.schuenemann-verlag.de