

# Prüfverfahren für die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder

Berichte der  
Bundesanstalt für Straßenwesen

Fahrzeugtechnik Heft F 49

The logo consists of the word "bast" in a bold, lowercase, green sans-serif font. The letters are slightly shadowed, giving it a 3D appearance. The logo is positioned in the bottom right corner of the page.

# Prüfverfahren für die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder

von

F. Alexander Berg  
Peter Rücker  
Heiko Bürkle  
DEKRA Automobil GmbH  
Stuttgart

Rainer Mattern  
Dimitrios Kallieris  
Institut für Rechtsmedizin der Universität Heidelberg

**Berichte der  
Bundesanstalt für Straßenwesen**

Fahrzeugtechnik Heft F 49

**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, Referat Öffentlichkeitsarbeit.

Die Hefte der Schriftenreihe **Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen** können direkt beim Wirtschaftsverlag NW, Verlag für neue Wissenschaft GmbH, Bgm.-Smidt-Str. 74-76, D-27568 Bremerhaven, Telefon (04 71) 9 45 44 - 0, bezogen werden.

Über die Forschungsergebnisse und ihre Veröffentlichungen wird in Kurzform im Informationsdienst **BAST-Info** berichtet. Dieser Dienst wird kostenlos abgegeben; Interessenten wenden sich bitte an die Bundesanstalt für Straßenwesen, Referat Öffentlichkeitsarbeit.

## **Impressum**

**Bericht zum Forschungsprojekt FE 82.121/1997:**  
Prüfverfahren für die passive Sicherheit motorisierter  
Zweiräder

### **Projektbetreuung**

Bernd Lorenz

### **Herausgeber**

Bundesanstalt für Straßenwesen  
Brüderstraße 53, D-51427 Bergisch Gladbach  
Telefon: (0 22 04) 43 - 0  
Telefax: (0 22 04) 43 - 674

### **Redaktion**

Referat Öffentlichkeitsarbeit

### **Druck und Verlag**

Wirtschaftsverlag NW  
Verlag für neue Wissenschaft GmbH  
Postfach 10 11 10, D-27511 Bremerhaven  
Telefon: (04 71) 9 45 44 - 0  
Telefax: (04 71) 9 45 44 77  
Email: [vertrieb@nw-verlag.de](mailto:vertrieb@nw-verlag.de)  
Internet: [www.nw-verlag.de](http://www.nw-verlag.de)

ISSN 0943-9307

ISBN 3-86509-146-6

Bergisch Gladbach, September 2004

## Kurzfassung – Abstract

### **Prüfverfahren für die passive Sicherheit von motorisierten Zweirädern**

Die Ordnungsgeber haben länderübergreifende Normen und Vorschriften für die Durchführung und Auswertung von Crashversuchen mit Personenkraftwagen bei verschiedenen Aufprallarten entwickelt, die im Rahmen der Entwicklung und Zulassung neuer Fahrzeuge Anwendung finden. Verbraucherschutzorganisationen, Automobilclubs und Fachzeitschriften tragen mit der Durchführung und Publikation eigener Tests dazu bei, dass die passive Sicherheit von Personenkraftwagen in der breiten Öffentlichkeit mehr und mehr beachtet wird. Im Gegensatz dazu ist die Durchführung von Crashtests zur Untersuchung und Bewertung der passiven Sicherheit von Motorrädern relativ neu.

Vor diesem Hintergrund hat die Bundesanstalt für Straßenwesen das vorliegende Forschungsprojekt vergeben. Hierbei waren unter Verwendung geeigneter Prüfverfahren reale Unfallsituationen nachzubilden. Unter Beachtung der Vielfalt der motorisierten Zweiräder mit ihrer Einteilung in verschiedene Zulassungs-Kategorien und zugehöriger Unfalldaten wurde das reale Unfallgeschehen analysiert. Neben Daten aus der amtlichen Unfallstatistik wurden dabei Informationen aus der Literatur und eigene Erhebungen ausgewertet. Ergänzend ist der aktuelle Kenntnisstand zur Biomechanik aufbereitet worden.

Eine Beschreibung des Status quo der passiven Motorradsicherheit erfolgte unter Analyse der hierbei relevanten Elemente, Baugruppen und Eigenschaften des Motorrades. Dazu gehören Lenker, Sitzbank, Fußrasten, Tank, Verkleidung, Airbag (noch nicht im Hersteller-Angebot), Vorderradgabel und Standrohre sowie die Aufsassen-Kopfhöhe. Weiterhin gingen die Ergebnisse von Full-Scale-Crashtests, die im internationalen Standard ISO 13232 beschrieben sind, mit Anstößen von Motorrädern an der Seite von Personenkraftwagen in die Darstellung des Status quo der passiven Motorradsicherheit ein. Zusätzlich wurden im Rahmen des Forschungsprojektes Schlittenversuche durchgeführt. Ein zur Darstellung des rechtwinkligen Motorradanpralles an der Seite eines stehenden Personenkraftwagens geeigneter Schlitten ist im Rahmen des Projektes entworfen, realisiert und eingesetzt worden.

In der Literatur beschriebene Motorrad-Sicherheitskonzepte und Vorschläge für besondere Motorrad-Sicherheitselemente sind ebenfalls dargestellt worden.

Im Rahmen des Forschungsprojektes wurde ein umfassender Ansatz verfolgt. Er enthält die Bewertung von Sicherheitsmerkmalen, die aus technischen Beschreibungen entnommen und am stehenden Fahrzeug ermittelt werden können (Primärdaten) sowie die Ergebnisse von dynamischen Crash- und Schlittentests (Sekundärdaten). Dabei erfolgt stets die Orientierung am realen Unfallgeschehen (Tertiärdaten). Der internationale Standard ISO 13232 wird als geeigneter Ausgangspunkt eines umfassenden Prüf- und Bewertungsverfahrens für die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder erkannt. Zur Erweiterung der bereits definierten Testverfahren werden Schlittentests vorgeschlagen. Außerdem werden Alleinunfälle des Motorrades zu beachten sein.

Die Ergebnisse des Forschungsprojektes tragen dazu bei, die Aspekte der passiven Sicherheit von motorisierten Zweirädern zu objektivieren.

Der Originalbericht enthält als Anhang eine Übersicht über das Beurteilungssystem für die passive Sicherheit der in die Untersuchung einbezogenen Motorräder sowie eine detaillierte Beschreibung und punktemäßige Bewertung von insgesamt 45 Motorradtypen. Auf die Wiedergabe dieses Anhanges wurde in der vorliegenden Veröffentlichung verzichtet. Er liegt bei der Bundesanstalt für Straßenwesen vor und ist dort einsehbar. Verweise auf den Anhang im Berichtstext wurden beibehalten.

### **Test procedures for the passive safety of motorised two-wheelers**

The legislators have developed national standards and regulations for conducting and evaluating crash tests for cars involving different types of collision; these are applied during the development and homologation of new vehicles. By carrying out and publishing their own tests, consumer protection organisations, automobile clubs and technical journals contribute towards the broad mass of the population paying greater attention to

the passive safety of cars. In contrast to this, conducting crash tests to investigate and evaluate the passive safety of motorcycles is relatively new.

The Federal Highway Research Institute (Bundesanstalt für Straßenwesen) commissioned this research project with this in mind. It was intended that real accident situations should be recreated using suitable test procedures. The real accident occurrence was analysed, taking into consideration the variety of motorised two-wheelers and the fact that they, along with the pertinent accident data, are divided into different homologation categories. The project used data from official accident statistics, information derived from literature analysis and data gathered in surveys carried out during the project. In addition to this, the latest findings in the field of bio-mechanics were analysed and assessed.

The status quo of passive motorcycle safety was described, based on analysis of the relevant elements, construction units and characteristics of the motorcycles. These included the handlebars, seat, foot-rests, tank, cladding, airbags (not yet supplied by manufacturers), front-wheel fork and standpipes as well as the height of the rider's head. The description of the status quo of passive motorcycle safety also incorporated the results of full-scale crash tests, which are described in the international standard ISO 13232 and which involve motorcycles colliding with the side of cars. Sled tests were also carried out during the research project. A sled suitable for representing the right-angled motorcycle collision with the side of a stationary car was designed, created and used in the project.

The project also presents motorcycle safety concepts described in the relevant literature and proposals for special motorcycle-safety elements.

The research project adopted a broad approach. This involved considering the evaluation of safety parameters taken from technical descriptions and determined from the stationary vehicle (primary data) and the results of dynamic crash and sled tests (secondary data). The orientation is always towards real accident occurrence (tertiary data). The international standard ISO 13232 is recognised as a suitable starting point for a comprehensive procedure for testing and evaluating the passive safety of motorised two-wheelers. Proposals are made for other sled tests for the purpose of extending the test procedures described above.

Single-vehicle accidents involving just a motorcycle will also have to be considered.

The results of the research project contribute towards increasing objectivity with regard to aspects of the passive safety of motorised two-wheelers.

The appendices of the original report contain an overview of the system used to evaluate the passive safety of the motorcycles included in the investigation and a detailed description and point-based evaluation of a total of 45 motorcycle types. This appendix has been omitted from this publication. It can be consulted at the Federal Highway Research Institute. References to the appendix were retained in the report text.

## Inhalt

<b>1</b>	<b>Einleitung, Zielsetzung und Vorgehen</b> .....	7	3.6.2	Fuß/Fußgelenk/Unterschenkelknochen-Komplex .....	35
<b>2</b>	<b>Das Unfallgeschehen mit motorisierten Zweirädern</b> .....	9	3.6.2.1	Verletzungsmechanismen .....	35
2.1	Einteilung der motorisierten Zweiräder .....	9	3.6.3	Mechanische Einwirkung .....	35
2.2	Entwicklung von Unfall-, Zulassungs- und Fahrleistungszahlen .....	9	3.6.4	Schutzkriterien .....	36
2.2.1	Motorräder .....	9	<b>4</b>	<b>Fahrzeuganalysen</b> .....	36
2.2.2	Mofas und Mopeds .....	11	4.1	Beurteilungssystem für die passive Motorradsicherheit .....	38
2.2.3	Motorroller .....	12	4.1.1	Aufbau des Bewertungssystems .....	39
2.3	Kollisionen der motorisierten Zweiräder .....	13	4.1.2	Bewertung von relevanten Elementen und Baugruppen .....	40
2.3.1	Erkenntnisse aus der amtlichen Verkehrsunfallstatistik .....	13	4.1.2.1	Lenker .....	40
2.3.2	Erkenntnisse aus In-Depth-Unfallerbhebungen .....	14	4.1.2.2	Sitzbank .....	41
2.4	Verletzungen der Aufsassen .....	18	4.1.2.3	Fußrasten .....	41
2.4.1	Erkenntnisse aus der amtlichen Verkehrsunfallstatistik .....	18	4.1.2.4	Tank .....	41
2.4.2	Erkenntnisse aus In-Depth-Unfallerbhebungen .....	19	4.1.2.5	Verkleidung .....	42
<b>3</b>	<b>Biomechanik des Motorradunfalles</b> .....	23	4.1.2.6	Airbag .....	43
3.1	Kopf .....	23	4.1.2.7	Vorderradgabel und Standrohre .....	43
3.1.1	Fallversuche .....	23	4.1.2.8	Aufsassen-Kopfhöhe .....	44
3.1.2	Impaktorversuche .....	24	4.1.2.9	Bewertungsbeispiel Sporttourer Yamaha FZS 600 Fazer .....	46
3.1.3	Schutzkriterien .....	28	4.1.3.	Übersicht der Ergebnisse bisher durchgeführter Bewertungen .....	47
3.2	Halswirbelsäule .....	28	4.2	Ergebnisse von Crashtests .....	49
3.2.1	Verletzungsgrenzwerte der Halswirbelsäule .....	29	4.2.1	Konfiguration 414 nach ISO 13232 .....	52
3.2.2	Rotationsbeschleunigungen .....	29	4.2.2	Konfiguration 412 nach ISO 13232 .....	53
3.3	Thorax .....	29	4.2.3	Konfiguration 413 nach ISO 13232 .....	53
3.3.1	Beschleunigung .....	29	4.2.4	Full-Scale-Tests im Rahmen des vorliegenden Projektes .....	54
3.3.2	Deformation .....	30	4.2.5	Zusammenfassende Darstellung der Full-Scale-Crashtestergebnisse .....	56
3.3.3	Schutzkriterien .....	31	<b>5</b>	<b>Entwicklungspotenziale für die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder</b> .....	60
3.4	Obere Extremitäten .....	31	5.1	Motorradsicherheitskonzepte .....	61
3.4.1	Schutzkriterien .....	33	5.1.1	Konzept von SPORNER .....	61
3.5	Bauchorgane .....	33	5.1.2	Konzept von SCHIMMELPFENNIG ...	62
3.5.1	Impaktorbelastungen in situ .....	33	5.1.3	BMW C1 .....	63
3.5.2	Isolierte Organbelastungen .....	34	5.2	Konzepte für Motorradsicherheits-elemente .....	63
3.6	Untere Extremitäten .....	34			
3.6.1	Knie/Oberschenkel/Becken-Komplex .....	34			

5.2.1	Verkleidung .....	63		
5.2.2	Sitzbank .....	64		
5.2.3	Airbag .....	66		
5.2.4	Sonstige Komponenten .....	69		
<b>6</b>	<b>Schlittenversuche zur Entwicklung und Erprobung passiver Sicher- heitselemente motorisierter Zweiräder .....</b>	<b>69</b>		
6.1	Auslegung des Schlittens .....	70		
6.1.1	Verletzungskritischster Anprall .....	70		
6.1.2	Prinzip und Aufbau des Schlittens .....	70		
6.1.3	Universelle Verwendbarkeit des Schlittens .....	71		
6.1.4	Auslegung der Bremse .....	71		
6.1.5	Versuchsaufbau .....	72		
6.1.6	Grenzen der Vergleichbarkeit zwischen Full-Scale- und Schlittenversuchen .....	74		
6.1.7	Reproduzierbarkeit der Schlittenversuche .....	74		
6.2	Auswahl des Motorrades als Basis für den Schlittenaufbau .....	75		
6.3	Durchführung und Auswertung der Schlittenversuche .....	76		
6.3.1	Versuch SH 01.03 – Serienzustand .....	79		
6.3.2	Versuch SH 01.08 – Ausrüstung mit Choppertank .....	80		
6.3.3	Versuch SH 01.09 – Ausrüstung mit Sporttank .....	82		
6.3.4	Versuch SH 01.11 – Lenker in vorderster Stellung .....	83		
6.3.5	Versuch SH 01.12 – Ausrüstung mit Tankrucksack .....	84		
6.3.6	Versuch SH 01.13 – Ausrüstung mit Beinprotektoren .....	86		
6.3.7	Versuch SH 01.14 – Ausrüstung mit Tankrucksack und Beinprotektoren .....	87		
6.3.8	Versuch SH 01.71 – Ausrüstung mit Airbag .....	89		
6.4	Zusammenfassende Bewertung der Schlittenversuche .....	90		
<b>7</b>	<b>Umfassendes Verfahren für die Bewertung und Prüfung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder .....</b>	<b>93</b>		
7.1	Bewertungen .....	94		
7.2	Prüfverfahren .....	96		
7.2.1	ISO 13232 als Ausgangspunkt eines umfassenden Testver- fahrens .....	96		
7.2.2	Motorradfahrer-Dummy .....	99		
<b>8</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick .....</b>	<b>100</b>		
<b>9</b>	<b>Literatur .....</b>	<b>105</b>		

## 1 Einleitung, Zielsetzung und Vorgehen

Die Sicherheit von Kraftfahrzeugen ist heute ein wesentliches Entwicklungs- und Forschungsgebiet der angewandten Technik. Waren früher Motorleistung, Höchstgeschwindigkeit, markantes Erscheinungsbild, Sportlichkeit und Zuverlässigkeit wesentlich für den Markterfolg eines Kraftfahrzeuges, stehen heute vermehrt die Aspekte des Umweltschutzes, des Kraftstoffverbrauches und der Sicherheit im Vordergrund. Dies gilt vor allem für den Personenkraftwagen. Im Bewusstsein der Verbraucher nimmt die passive Sicherheit von Personenkraftwagen bereits seit Jahren einen herausragenden Platz ein. Die Verordnungsgeber haben länderübergreifende Normen und Vorschriften für die Durchführung und Auswertung von Crashversuchen mit Personenkraftwagen bei verschiedenen Aufprallarten entwickelt, die im Rahmen der Entwicklung und Zulassung neuer Fahrzeuge Anwendung finden. Verbraucherschutzorganisationen, Automobilclubs und Fachzeitschriften haben mit der Durchführung und Publikation eigener Tests dazu beigetragen, dass die passive Sicherheit von Personenkraftwagen in der breiten Öffentlichkeit mehr und mehr beachtet wird.

Im Gegensatz dazu ist die Durchführung von Crashtests zur Untersuchung der passiven Sicherheit von Motorrädern relativ neu. Anfang der 90er Jahre wurde mit der Entwicklung des Standards ISO 13232 „Motorcycles – Test and analysis procedures for research and evaluation of rider crash protective devices fitted to motorcycles“ begonnen (van DRIESSE, 1994). Die erste Ausgabe von ISO 13232 erschien im Dezember 1996. Sie wurde von einer Arbeitsgruppe (ISO-WG 22) aus 25 internationalen Experten erstellt. ISO 13232 ist als so genannter „developing standard“ zu verstehen, der neuen Anforderungen ständig angepasst wird. In der damit befassten Arbeitsgruppe sind die Motorradindustrie, Forschungseinrichtungen, Verbände und Behörden vertreten. Neuartig an diesem Standard ist sein ganzheitlicher Ansatz. ISO 13232 besteht aus acht Teilen. Unter anderem wird ein einheitliches Verfahren für die Erforschung des realen Unfallgeschehens festgelegt. Dazu sind 25 verschiedene Anstoßkonfigurationen definiert worden. Sieben davon werden mit Full-Scale-Crashtests nachgebildet, die übrigen mit numerischen Simulationen auf dem Computer analysiert. Bei den Crashtests kommt ein spezieller Motorradfahrer-

Dummy (MATD = Motorcyclist Anthropometric Test Device) zum Einsatz. Er basiert auf dem herkömmlichen Hybrid-III-Dummy und verfügt über zusätzliche Messmöglichkeiten, unter anderem brechbare Ober- und Unterschenkelknochen, verschiebbare Messelemente in den Knien sowie zusätzliche Messaufnehmer im Hals. Für die nach ISO 13232 getesteten Motorrad-Sicherheitselemente erfolgt eine abschließende Bewertung von Nutzen und Risiken für alle definierten Konfigurationen.

Im Jahr 2000 wurden in der Bundesrepublik Deutschland 945 Aufsassen von Motorrädern und 157 Aufsassen von Mofas und Mopeds bei Straßenverkehrsunfällen getötet (StBA, 2001). Im Vergleich zum Jahr 1999, in dem 981 Motorradaußassen und 147 Aufsassen von Mofas/Mopeds getötet wurden, entspricht dies einer Verringerung von 3,7 % bei Motorrädern bzw. einer Steigerung von 6,8 % bei Mofas/Mopeds. Für das Jahr 1999 verzeichnet die amtliche Statistik 13.901 schwer verletzte Aufsassen von Motorrädern und 5.152 schwer verletzte Aufsassen von Mofas/Mopeds. Im Jahr 2000 wurden 12.835 (- 7,6 %) schwer verletzte Motorradaußassen und 4.744 (- 7,9 %) schwer verletzte Aufsassen von Mopeds/Mofas registriert. Im gleichen Zeitraum stieg der absolute Bestand von Motorrädern um 5 %, während der Bestand von Mofas und Mopeds um 7,5 % sank. Dies ist insgesamt (mit Ausnahme bei den getöteten Mofa-/Moped-Außassen) eine erfreuliche Entwicklung und kann mit der Entwicklung im Pkw-Bereich (1999: Abnahme der Zahl der Getöteten um 2,1 % sowie Abnahme der schwer Verletzten um 3,2 % bei gleichzeitiger Steigerung des Bestandes um 1,5 %) verglichen werden.

In diesem Zusammenhang ist allerdings zu beachten, dass die absolute Zahl der getöteten Aufsassen von motorisierten Zweirädern pro Jahr deutlich niedriger ist als die Zahl der getöteten Insassen von Personenkraftwagen. Im Jahr 2000 wurden zum Beispiel 4,6-mal mehr getötete Insassen von Personenkraftwagen registriert als getötete Aufsassen von motorisierten Zweirädern. Zu beachten ist weiterhin, dass das Wetter einen nicht unerheblichen Einfluss auf den Bestand der zugelassenen motorisierten Zweiräder und ihre Fahrleistungen hat. Dem entsprechend höher oder niedriger kann die Zahl der Unfälle sein. Die Änderungen der absoluten Zahlen auf im Vergleich zu Personenkraftwagen niedrigeres Niveau können dann zu größeren relativen Veränderungen führen. Unabhängig davon muss es das langfristige Ziel sein, die Zahl der



schwer verletzten und getöteten Aufsassen von motorisierten Zweirädern weiter zu senken.

In der Europäischen Union ist es ein erklärtes Ziel, die Zahl der bei Verkehrsunfällen Getöteten von 45.000 im Jahr 1997 auf 25.000 im Jahr 2010 zu senken (SAFETY MONITOR, 1997). Dazu müssen sämtliche Potenziale einer Verbesserung der Sicherheit im Verkehrssystem geprüft und bei Aussicht auf Erfolg konsequent ausgeschöpft werden. Hierbei ist auch die Sicherheit des motorisierten Zweirades zu berücksichtigen. In der Vergangenheit ist vor allem die aktive Sicherheit des Motorrades verbessert worden. Das ABS für Motorräder gehört hier zu den herausragenden Meilensteinen. Im Bereich der passiven Sicherheit wurde insbesondere die Schutzbekleidung (Anzug und Helm) des Motorradfahrers verbessert. Die passive Sicherheit des motorisierten Zweirades selbst scheint kaum weiterentwickelt worden zu sein und rückt damit zunehmend in den Blickpunkt des Interesses.

Vor diesem Hintergrund ist das Projekt „Prüfverfahren für die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder“ von der Bundesanstalt für Straßenwesen (BASt) definiert worden. Unter Verwendung eines geeignet erscheinenden Prüfverfahrens sollten reale Unfallsituationen nachgebildet werden. Mit diesem Verfahren waren Anbauteile und Einzelkomponenten sowie deren Verhalten stellvertretend für die Unfallsituation zu untersuchen und zu beurteilen. Die gewonnenen Erkenntnisse sollen zur Ableitung von Anforderungen und Konstruktionsrichtlinien zur Erhöhung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder führen. Nach der Umsetzung entsprechender Maßnahmen an Versuchsträgern waren diese auf ihre Wirksamkeit zu prüfen. Aus den Untersuchungsergebnissen waren weitergehende Definitionen und Standardisierungen von Anforderungen für die passive Sicherheit von motorisierten Zweirädern in konkreten Unfallsituationen herauszuarbeiten. Den Projektverlauf veranschaulicht Bild 1.1.

Begonnen wurde mit Ist-Analysen des realen Unfallgeschehens. Hierbei waren die Vielfalt der motorisierten Zweiräder mit ihrer Einteilung in die verschiedenen Zulassungs-Kategorien und die Ausweisung zugehöriger Unfalldaten in der amtlichen Statistik zu beachten. Ergänzend zu den Daten aus der amtlichen Unfallstatistik wurden Informationen über das Unfallgeschehen mit Beteiligung motorisierter Zweiräder aus der Literatur und weitere Erhebungen der DEKRA-Unfallforschung ausgewertet.

Durch Herrn Professor MATTERN und Herrn Professor KALLIERIS, Institut für Rechtsmedizin der Universität Heidelberg, wurde der aktuelle Kenntnisstand zur Biomechanik aufbereitet.

Aufbauend auf Erkenntnissen aus der einschlägigen Literatur sowie von an den Fahrzeugen durchgeführten systematischen Analysen wurde in einem weiteren Schritt ein Beitrag zur Beschreibung des Status quo der passiven Motorradsicherheit geleistet. Als relevante Elemente und Baugruppen des Motorrades sind Lenker, Sitzbank, Fußrasten, Tank, Verkleidung, Airbag, Vorderradgabel und Standrohre sowie die Aufsassen-Kopfhöhe betrachtet worden. Hierbei wurde auch auf vorhandene Mängel und mögliche Entwicklungspotenziale im Hinblick auf die passive Sicherheit von motorisierten Zweirädern eingegangen. Bewertet wurden insgesamt 91 Motorräder, davon 15 historische Modelle, die in den Jahren 1912 bis 1981 gefertigt worden waren, und 76 aktuelle Fahrzeuge.

Weiterhin gingen die Ergebnisse von insgesamt acht Full-Scale-Crashtests mit Anstößen von Motorrädern an der Seite von Personenkraftwagen in die Darstellung des Status quo der passiven Motorradsicherheit ein. Die Ergebnisse von fünf Tests waren bereits früher veröffentlicht worden. Drei Tests wurden im Rahmen des Forschungsprojektes durchgeführt. Bei zwei dieser Tests kam ein Motorrad im Se-

Ist-Analyse	Verlauf	Ziel
<p><b>Reales Unfallgeschehen</b>  <b>Biomechanik des Motorradunfalles</b>  <b>Fahrzeuganalysen</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Beurteilungssystem für passive Sicherheit, Crashtests</li> <li>- Vorhandene Verbesserungspotenziale an motorisierten Zweirädern</li> <li>- Entwicklungsmöglichkeiten</li> </ul>	<p><b>Versuche</b>  Vorentwicklung Schlitten  Optimierung Schlitten  Schlittenversuche  Full-Scale-Tests  Auswertung</p> <p><b>Beschreibung eines Prüfverfahrens</b></p>	<p><b>Prüfverfahren, um reales Unfallgeschehen nachzubilden und Anbauteile und Komponenten zu testen</b></p> <p><b>Vorschläge zur Weiterentwicklung der ISO 13232</b></p>

Bild 1.1: Projektverlaufsplan

rienzustand zum Einsatz. Ein Test wurde mit einem Motorrad durchgeführt, für das parallel zum Projekt ein Motorrad-Airbag entwickelt worden war.

Vor dem Hintergrund der durchgeführten Fahrzeugbewertungen und Crashtests wurden die Entwicklungspotenziale für die passive Sicherheit von motorisierten Zweirädern in einem eigenständigen Kapitel des Forschungsberichtes dargestellt. Es enthält Beschreibungen von verschiedenen umfassenden Motorrad-Sicherheitskonzepten und von Konzepten bzw. Vorschläge für besondere Motorrad-Sicherheitselemente (Verkleidung, Sitzbank, Airbag, sonstige Komponenten).

Zur Ergänzung des vorhandenen Test-Szenarios nach ISO 13232 wurden im Rahmen des Forschungsprojektes acht Schlittenversuche für die Analyse der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder durchgeführt. Der dabei verwendete Schlitten ist zur Darstellung eines rechtwinkligen Motorradanpralles an der Seite eines stehenden Personenkraftwagens ausgelegt und realisiert worden. Als Versuchsträger kam der Rahmen eines Tourenmotorrades mit Fußrasten, Sitzbank, Lenker, Tank sowie ergänzenden Anbauteilen zum Einsatz. Auch der parallel zum Projekt entwickelte Motorrad-Airbag kam hierbei zum Einsatz.

Das im Rahmen des Forschungsprojektes dargestellte und angewandte Verfahren zur Beurteilung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder verfolgt einen umfassenden Ansatz. Es enthält die Bewertung von Sicherheitsmerkmalen, die aus technischen Beschreibungen entnommen und am stehenden Fahrzeug ermittelt werden können, sowie die Ergebnisse von dynamischen Crash- und Schlittentests. Wie an konkreten Beispielen gezeigt wurde, ist das Verfahren mit plausiblen Ergebnissen anwendbar. Einerseits kann damit der Status quo der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder dargestellt, andererseits können Entwicklungspotenziale von Sicherheitskonzepten und Sicherheitselementen für motorisierte Zweiräder untersucht und beurteilt werden.

## 2 Das Unfallgeschehen mit motorisierten Zweirädern

### 2.1 Einteilung der motorisierten Zweiräder

Motorisierte Zweiräder werden in der Bundesrepublik Deutschland nach Art der Verkehrsbeteiligung

in der amtlichen Straßenverkehrsunfallstatistik wie folgt definiert:

**Kleinkraftrad:** Moped oder Mokick mit einem Hubraum von nicht mehr als 50 cm<sup>3</sup> und einer Höchstgeschwindigkeit bis 50 km/h mit Versicherungskennzeichen bzw. Kleinkraftrad oder Fahrrad mit Hilfsmotor im Sinne der früheren Vorschriften der DDR bis 50 cm<sup>3</sup> Hubraum und 60 km/h Höchstgeschwindigkeit.

**Mofa 25:** Fahrrad mit Hilfsmotor (inklusive „Leichtmofa“) mit nicht mehr als 50 cm<sup>3</sup> Hubraum und einer Höchstgeschwindigkeit von 25 km/h mit Versicherungskennzeichen.

Zu den beiden vorstehend beschriebenen Arten motorisierter Zweiräder werden im Tabellenteil der Straßenverkehrsunfallstatistik die jeweiligen Zahlen in der Rubrik Mofas (im Sinne von Mofa 25) und Mopeds (im Sinne von Kleinkraftrad) ausgewiesen.

**Leichtkraftrad:** Kraftrad/Kraftroller mit über 50 cm<sup>3</sup> bis zu 125 cm<sup>3</sup> Hubraum und einer Nennleistung von nicht mehr als 11 kW sowie Kleinkraftrad bis 50 cm<sup>3</sup> Hubraum und 40 km/h Höchstgeschwindigkeit, wenn es vor dem 31.12.1983 zugelassen wurde.

**Kraftrad:** Motorrad mit über 80 cm<sup>3</sup> Hubraum.

**Kraftroller:** Motorroller mit über 80 cm<sup>3</sup> Hubraum.

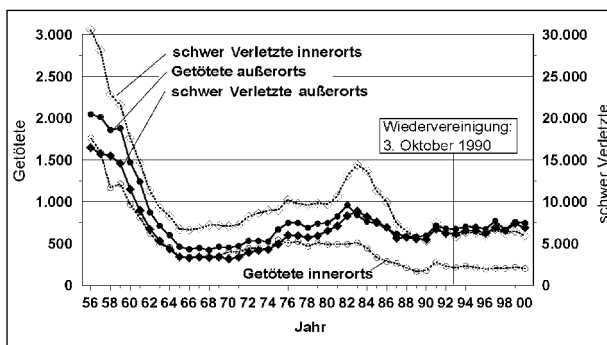
Zu den drei letztgenannten Arten motorisierter Zweiräder weist der Tabellenteil der Straßenverkehrsunfallstatistik die jeweiligen Zahlen in der Rubrik Motorrad aus.

Der Tabellenteil der amtlichen Statistik enthält Daten über die Unfälle sowie über die Fahrer und Mitfahrer von motorisierten Zweirädern. Im Folgenden werden die Fahrer und Mitfahrer der motorisierten Zweiräder auch als Aufsassen bezeichnet.

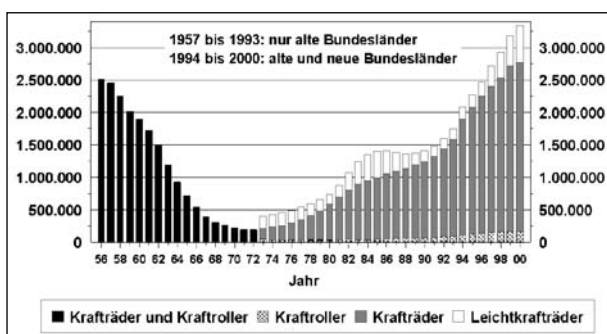
## 2.2 Entwicklung von Unfall-, Zulassungs- und Fahrleistungszahlen

### 2.2.1 Motorräder

Der Langzeitüberblick in Bild 2.1 zeigt für die Motorräder (Leichtkrafträder, Krafträder und Kraftroller) die Entwicklung der absoluten Häufigkeit der getöteten und schwer verletzten Fahrer und Mitfahrer von 1956 bis 2000. Dargestellt sind dabei die Zahlen auf Straßen aller Art zusammen in der Bundesrepublik Deutschland. Das sind vor der Wiedervereinigung am 3. Oktober 1990 nur die alten Bun-



**Bild 2.1:** Jährlich getötete und schwer verletzte Motorrad-Aufassen in der Bundesrepublik Deutschland von 1956 bis 2000 (Statistisches Bundesamt, Wiesbaden 2001)

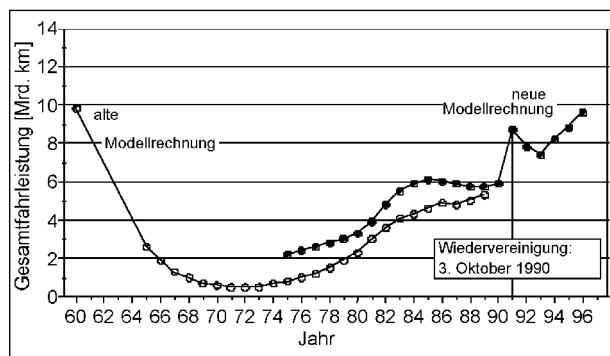


**Bild 2.2:** Bestand der zugelassenen Motorräder je Jahr von 1956 bis 2000 in der Bundesrepublik Deutschland (Statistisches Bundesamt, Wiesbaden 2001)

desländer und Berlin (West). Danach gelten die Zahlen für das heutige Bundesgebiet. In Bild 2.2 sind die zugehörigen Bestandszahlen dargestellt.

In den 50er Jahren dienten Motorräder als Massenverkehrsmittel. Entsprechend hoch waren die Zahlen der zugelassenen Kraftroller und Kraftroller sowie ihrer schwer verletzten bzw. getöteten Aufassen. Bis Mitte der 60er Jahre nahmen die Zahlen der getöteten und schwer verletzten Motorrad-Aufassen kontinuierlich ab. Ähnlich, jedoch zeitversetzt, nahm die Zahl der zugelassenen Kraftroller und Kraftroller im Bestand bis 1972 ab.

Seit 1973 sind in der amtlichen Statistik die Zahlen der Kraftroller und Kraftroller getrennt ausgewiesen, wobei die Leichtkrafträder als neue Klasse hinzukamen. Ab diesem Jahr nahmen die Zahlen der zugelassenen Motorräder im Bestand wieder zu. Dieser Trend hielt, besonders bei den Motorrädern, bis heute an. Die Leichtkrafträder hatten in der ersten Hälfte der 80er Jahre hohe Zuwachsraten. Ihre Bedeutung im Bestand nahm danach wieder ab, obwohl ihre absolute Anzahl in den 90er Jahren erneut steigend ist. Im Jahr 2000 waren in den alten und neuen Bundesländern zusammen 2.606.958 Motorräder, 159.919 Motorroller und



**Bild 2.3:** Jährliche Gesamtfahrleistung von Kraftrollern in der Bundesrepublik Deutschland (Deutsches Institut für Wirtschaftsforschung, 1997)

570.924 Leichtkrafträder im Bestand zugelassen. Heute ist das Motorrad kein das ganze Jahr über eingesetztes Massenverkehrsmittel mehr. Es wird alternativ zum Pkw vorwiegend in der wärmeren Jahreszeit als Verkehrsmittel und Freizeitgerät genutzt.

In der zweiten Hälfte der 60er Jahre blieben die Zahlen der getöteten und schwer verletzten Motorrad-Aufassen nahezu konstant. In den siebziger Jahren mussten bei den Schwer Verletzten innerorts und außerorts – sowie bei den Getöteten außerorts insbesondere Anfang der 80er Jahre – wieder deutlichere Zunahmen verzeichnet werden. Neue Höchststände waren in den Jahren 1982/83 erreicht: außerhalb von Ortschaften 959 Getötete (1982), innerhalb von Ortschaften 14.420 schwer Verletzte (1983) und außerhalb von Ortschaften 8.875 schwer Verletzte (1983). Im Gegensatz dazu blieb die Zahl der innerorts getöteten Motorrad-Aufassen zwischen 1975 und 1983 nahezu konstant bei ca. 500.

Neben dem Fahrzeugbestand sind die Fahrleistungen als Bezugsgröße zur Bewertung der Zahlen verletzter und getöteter Verkehrsteilnehmer relevant. Hierzu stehen die vom Deutschen Institut für Wirtschaftsforschung (DIW), basierend auf dem Fahrzeugbestand und dem Kraftstoffverbrauch, berechneten Daten zur Verfügung. Bild 2.3 veranschaulicht die für die Fahrzeugkategorie der Kraftroller veröffentlichten Gesamtfahrleistungen je Jahr. Empirische Erhebungen zur Fahrleistung von Kraftfahrzeugen fanden in den Jahren 1990 (alte Bundesländer) und 1993 (alte und neue Bundesländer) statt. Dies führte zu einer Modifizierung der Ergebnisse der zugrunde liegenden Modellrechnungen. Um zusammenhängende Ergebnisse zur Verfügung zu stellen, sind die neuen Modellrech-

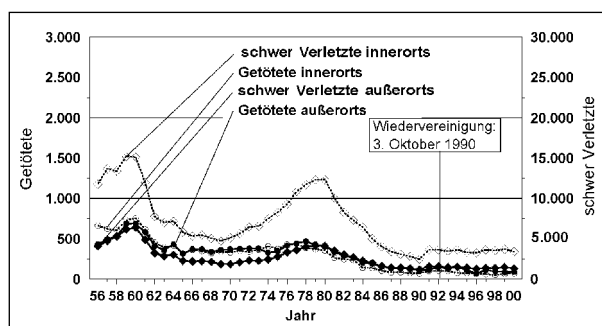
nungen ab der Veröffentlichung im Jahr 1997 auch für zurückliegende Jahre angewendet worden.

Die Entwicklung der veröffentlichten Bestandszahlen und Fahrleistungen zeigt, dass seit 1997 in den alten und neuen Ländern der Bundesrepublik Deutschland wieder mehr Motorräder zugelassen sind, als Mitte der 50er Jahre allein in den alten Bundesländern zugelassen waren. Entsprechend haben sich die Fahrleistungen entwickelt. Während der Rückgang der Fahrleistungen und der Bestandszahlen in den 50er und 60er Jahren mit einem entsprechenden Rückgang der schwer verletzten und getöteten Motorrad-Aufsassen einherging, waren die späteren Zuwächse im Bestand und bei den Fahrleistungen nicht mit einer parallelen Zunahme der Zahlen getöteter und verletzter Motorrad-Aufsassen verbunden. Insbesondere in den 90er Jahren blieben die Zahlen der getöteten und schwer verletzten Fahrer und Mitfahrer von Motorrädern nahezu konstant, während die Bestandszahlen und die Fahrleistungen deutlich anstiegen. Dies weist in der Gesamtbewertung auf eine Verringerung des Risikos tödlicher und schwerer Verletzungen der Motorradaufsassen hin.

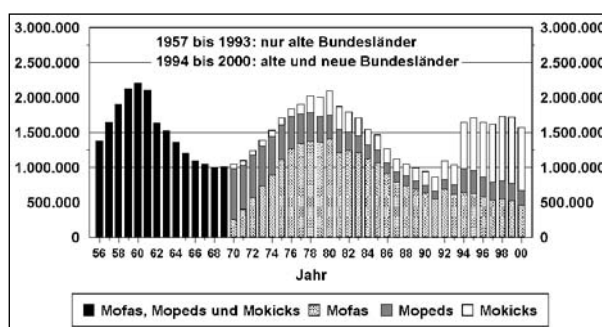
## 2.2.2 Mofas und Mopeds

Die Entwicklung der Zahlen getöteter und schwer verletzter Aufsassen von Mofas und Mopeds in den Jahren 1956 bis 2000 zeigt Bild 2.4. Korrespondierend damit sind in Bild 2.5 die Zahlen der zugelassenen Mofas und Mopeds dargestellt. Bild 2.6 enthält die vom DIW für die Fahrzeugkategorie der Mopeds veröffentlichten Gesamtfahrleistungen pro Jahr.

Im Gegensatz zu den Motorrädern (Bild 2.2) stieg die Zahl der zugelassenen Mofas, Mopeds und Mokicks (Bild 2.5) bis zum Ende der 50er Jahre noch an. Im Jahr 1960 war ein Höchststand mit insgesamt 2,2 Millionen Mofas, Mopeds und Mokicks erreicht. Bis zum Ende der 60er Jahre sank deren Zahl im Bestand auf rund 1 Million Fahrzeuge. Danach waren erneute Anstiege bis zum Jahr 1980 gegeben, als mit 2,1 Millionen Mofas, Mopeds und Mokicks im Bestand ein neuer Höchststand erreicht war. Mit ca. 1,4 Millionen bildeten hierunter die Mofas die größte Gruppe. Bis zum Jahr 1991 sank die Zahl der Mofas, Mopeds und Mokicks insgesamt erneut unter die Grenze von 1 Million. Nach der Wiedervereinigung kamen aus den neuen Bundesländern insbesondere die Mokicks und Mopeds hinzu, wohingegen die Zahl der Mofas nur geringfügig anstieg.



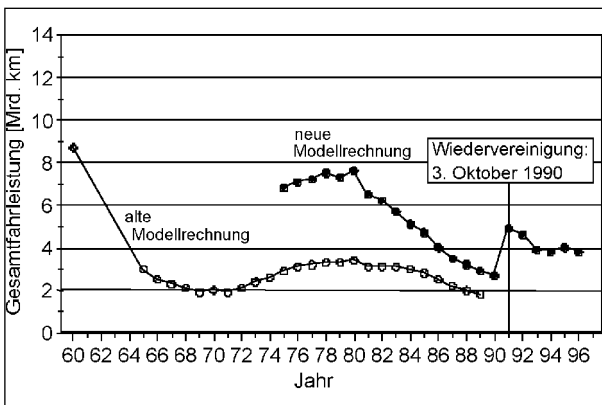
**Bild 2.4:** Getötete und schwer verletzte Aufsassen von Mofas und Mopeds in der Bundesrepublik Deutschland je Jahr von 1956 bis 2000 (Statistisches Bundesamt, Wiesbaden 2001)



**Bild 2.5:** Bestand der zugelassenen Mofas und Mopeds je Jahr von 1956 bis 2000 in der Bundesrepublik Deutschland (Statistisches Bundesamt, Wiesbaden 2001)

Wie bei den Motorrädern (Bild 2.1) ähnelt der Verlauf der getöteten und schwer verletzten Aufsassen von Mofas und Mopeds (Bild 2.4) bis Anfang der 80er Jahre dem Verlauf der entsprechenden Bestandszahlen. Im Jahr 1960 wurden insgesamt 21.515 Aufsassen von Mofas und Mopeds schwer verletzt, davon 6.382 bei Unfällen außerorts und 15.133 bei Unfällen innerorts. Im gleichen Jahr starben insgesamt 1.442 Aufsassen von Mofas und Mopeds, davon 687 außerorts und 755 innerorts. Bei den Motorrad-Aufsassen überwogen bis zum Jahr 1988 die schwer Verletzten außerorts, danach kamen diese etwa gleich häufig vor wie die Getöteten außerorts und die schwer Verletzten innerorts. Im Gegensatz dazu bilden die schwer Verletzten innerorts bei den Mofas und Mopeds stets die größte Gruppe. Sowohl bei den Motorrad-Aufsassen wie bei den Aufsassen von Mofas und Mopeds überwogen die Zahlen der innerorts schwer verletzten Aufsassen besonders Ende der 70er und Anfang der 80er Jahre.

Anders als bei den Motorrädern war bei den Mofas und Mopeds in den 80er Jahren keine Entkopplung der Zahlen schwer verletzter und getöteter Aufsassen von den Bestandszahlen und Fahrleis-



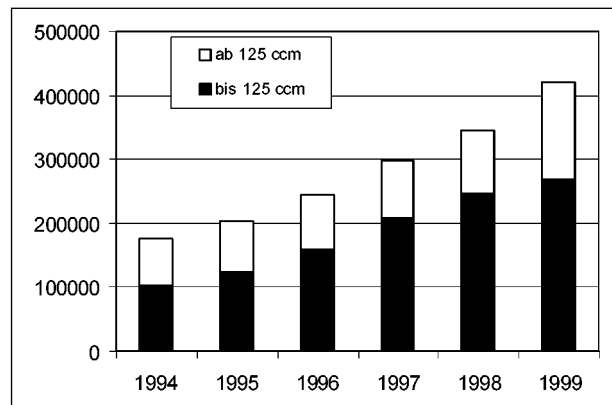
**Bild 2.6:** Gesamtfahrleistungen von Mopeds in der Bundesrepublik Deutschland (Deutsches Institut für Wirtschaftsforschung, 1997)

tungen gegeben. Damit sind die entsprechenden Unfallrisiken der Aufsassen von Mofas und Mopeds über die Jahre hinweg etwa gleich geblieben.

Die vorstehend dargestellten und kommentierten Zahlen zeigen, dass bei den motorisierten Zweirädern sowohl im Hinblick auf den Bestand als auch hinsichtlich der Anzahl der getöteten und schwer verletzten Aufsassen von motorisierten Zweirädern nach mehreren Arten der motorisierten Zweiräder unterschieden werden muss. Bereits die Einteilung in Klassen entsprechend der Zulassung (Motorrad, Motorroller, Leichtkraftrad) bzw. der Einstufung als zulassungsfreies Fahrzeug mit Versicherungskennzeichen (Mofa 25, Moped und Mokick) zeigt die Vielfalt der Arten motorisierter Zweiräder auf. Zusätzlich sind zum Beispiel die schweren Motorräder entsprechend ihrem Verwendungszweck und anderen Merkmalen weiter unterteilt in Tourer, Sporttourer, Racer, Enduros, Chopper usw. Hinzu kommen noch weitere mögliche Einteilungen nach den Fahrerlaubnisklassen, auf die hier nicht näher eingegangen werden soll. Diese Vielfalt muss bei der Analyse und Bewertung der Sicherheit von motorisierten Zweirädern beachtet werden. Dies gilt für die Beschreibung des Status quo ebenso wie bei der Analyse der zeitlichen Entwicklung von Bestands-, Fahrleistungs- und Unfallzahlen sowie der Zahlen der jeweils verletzten Fahrer und Mitfahrer dieser Fahrzeuge.

### 2.2.3 Motorroller

In Deutschland ist die Zahl der Neuzulassungen von Motorrollern in den 90er Jahren stark gestiegen. Motorroller können zu den Kleinkrafträdern, Leichtkrafträdern oder Kraftrollern gehören. Die Bestandsentwicklung der Motorroller mit amtlichen



**Bild 2.7:** Bestand an Motorrollern mit amtlichen Kennzeichen in der Bundesrepublik Deutschland (Statistisches Bundesamt, 2000)

Kennzeichen (dazu gehören Leichtkraft- und Kraftroller) ist in Bild 2.7 dargestellt.

Dabei sind die Kleinkraftroller mit 50 cm<sup>3</sup> Hubraum und 50 km/h zulässiger Höchstgeschwindigkeit besonders beliebt. Diese zählen zu den Kleinkrafträdern und werden in der Statistik in dieser Rubrik aufgeführt. Eine Unterscheidung zwischen Kleinkrafträdern und Rollern erfolgt hierbei nicht. Ihre Zulassungszahlen sind deshalb in Bild 2.2 nicht bei den Kraftrollern enthalten. Von den Versicherern sind die separaten Zulassungszahlen der Roller bis 50 cm<sup>3</sup> und Kleinkrafträder ebenfalls nicht zu erfahren. Der Industrieverband Motorrad (IVM) hat veröffentlicht, dass von den im Jahr 1996 in Deutschland insgesamt verkauften 186.000 Kraftrollern 166.000, entsprechend 89 %, in die Kategorie der Kleinkraftroller mit bis zu 50 cm<sup>3</sup> Hubraum gehören (IVM, 1997).

Ebenfalls populär sind die Kraftroller mit 125 cm<sup>3</sup> Hubraum (Leichtkraftrad), deren Motorleistung nicht mehr als 11 kW beträgt und deren Höchstgeschwindigkeit 80 km/h nicht übersteigt. Mit einer Pkw-Fahrerlaubnis, die vor dem 1. April 1980 ausgestellt worden ist, dürfen solche motorisierten Zweiräder ebenfalls gefahren werden.

Eine weitere Kategorie entsteht, wenn sich der C1 von BMW nach der Einführung im Jahr 2000 auf dem Markt durchsetzt. Dieses Fahrzeug wird in der öffentlichen Vorpräsentation als „alternatives Verkehrsmittel für das nächste Jahrtausend“ und „innovative Synthese aus motorisiertem Zweirad und Automobil“ bezeichnet (BMW-Pressetext). Eine weitere Bezeichnung als „Urban Personal Commuter“ kennzeichnet den vorgesehenen Verwendungszweck zur Steigerung der individuellen Mobilität als Zweit- und Drittfahrzeug insbesondere in Ballungsräumen.

## 2.3 Kollisionen der motorisierten Zweiräder

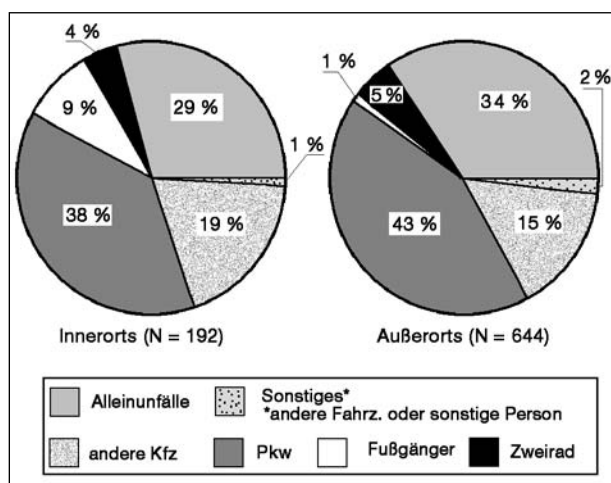
### 2.3.1 Erkenntnisse aus der amtlichen Verkehrsunfallstatistik

Die amtliche Straßenverkehrsunfallstatistik weist unter anderem für Unfälle mit Personenschaden (d. h. mit Verletzten oder Getöteten) sowie für Unfälle mit Getöteten die Beteiligten aus. Dabei wird unterschieden zwischen den Alleinunfällen der einzelnen Beteiligten und den Unfällen mit zwei Beteiligten. Letzteres gibt Aufschlüsse über die Unfallgegner.

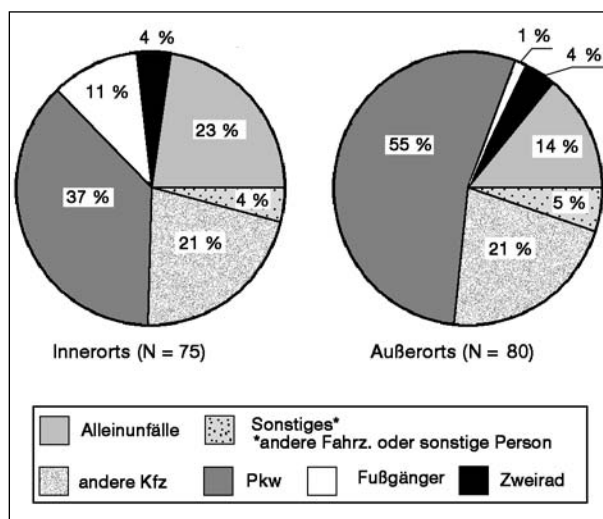
Für Unfälle mit Getöteten im Jahr 2000 zeigt Bild 2.8 die Häufigkeiten der Motorrad-Alleinunfälle und der Gegner von Motorrädern bei Unfällen mit zwei Beteiligten. Die Zahlen gelten jeweils für Unfälle innerorts und außerorts in der Bundesrepublik Deutschland. Innerorts sind 192, außerorts 644 solcher Unfälle registriert worden. Mit 38 % bzw. 43 % Anteil überwiegen dabei stets die Unfälle, bei denen ein Pkw Unfallgegner des Motorrads ist. An zweiter Stelle folgen die Motorrad-Alleinunfälle mit einem Anteil von 29 % bzw. 34 %. 19 % bzw. 15 % Anteil haben andere Kraftfahrzeuge (Kfz) als Unfallgegner des Motorrads. Das sind Omnibusse, Liefer- und Lastkraftwagen (Lkw), Sattelschlepper, landwirtschaftliche Zugmaschinen, andere Zugmaschinen und Lkw mit Spezialaufbau.

Es kann davon ausgegangen werden, dass entsprechend ihren Zulassungszahlen die Liefer- und Lastkraftwagen sowie die Sattelschlepper hierbei am häufigsten sind. Von deutlich geringerer Bedeutung als Unfallgegner des Motorrads sind Zweiräder (Motorräder, Mofas, Mopeds, Fahrräder) und Fußgänger sowie sonstige Beteiligte. Das sind andere Fahrzeuge (z. B. eine Straßenbahn) oder sonstige Personen (z. B. Führer von Handwagen).

Die entsprechenden Häufigkeiten der Alleinunfälle von Mofas und Mopeds sowie der Gegner von Mofas und Mopeds bei Unfällen mit zwei Beteiligten zeigt Bild 2.9. Innerorts wurden 75 und außerorts 80 zugehörige Unfälle registriert. Auch hier überwiegen mit Anteilen von 37 % (innerorts) bzw. 55 % (außerorts) die Pkw als Unfallgegner. Innerorts haben die Unfälle mit anderen Kraftfahrzeugen (Liefer- und Lastkraftwagen etc.) als Unfallgegner 21 % Anteil, außerorts liegt dieser Anteil ebenfalls bei 21 %. Die Alleinunfälle der Mofas und Mopeds haben innerorts einen Anteil von 23 % und außerorts einen Anteil von 14 %. Wie bei den Motorrädern sind auch bei den Mofas und Mopeds andere



**Bild 2.8:** Motorrad-Alleinunfälle und Unfallgegner von Motorrädern bei Unfällen mit zwei Beteiligten, jeweils Unfälle mit Getöteten in der Bundesrepublik Deutschland im Jahr 2000 (Statistisches Bundesamt, 2001)



**Bild 2.9:** Alleinunfälle von Mofas und Mopeds sowie Unfallgegner von Mofas und Mopeds bei Unfällen mit zwei Beteiligten, jeweils Unfälle mit Getöteten, in der Bundesrepublik Deutschland im Jahr 2000 (Statistisches Bundesamt, 2001)

Zweiräder, Fußgänger und sonstige Gegner statistisch von untergeordneter Bedeutung.

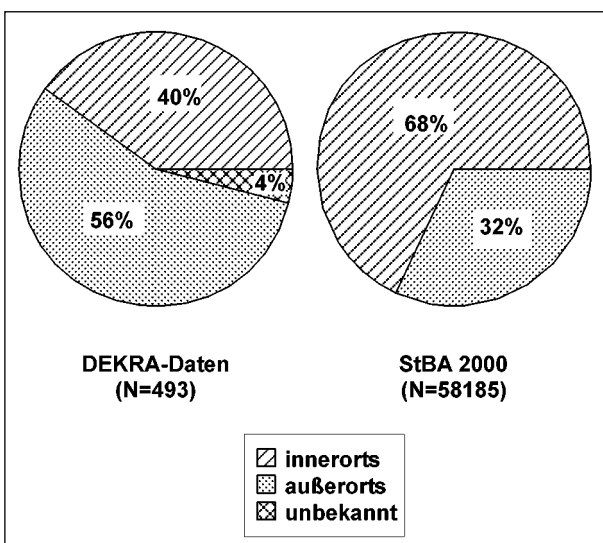
Im Hinblick auf ein Prüfverfahren für die passive Sicherheit von motorisierten Zweirädern ergeben sich daraus erste Erkenntnisse:

- Bei den Motorrädern wie bei den Mofas und Mopeds, d. h. bei allen motorisierten Zweirädern, sind die Personenkraftwagen als Unfallgegner innerorts wie außerorts die wichtigste Gruppe.
- Alleinunfälle gehören innerorts wie außerorts ebenfalls zu den Unfällen, bei denen die Aufsassen von motorisierten Zweirädern häufig getötet werden.

- Liefer- und Lastkraftwagen sind als Unfallgegner getöteter Aufsassen von Motorrädern innerorts und außerorts und als Unfallgegner von Mofas und Mopeds außerorts statistisch weniger bedeutend. Innerorts sind Liefer- und Lastkraftwagen als Unfallgegner von getöteten Mofa- und Mopedfahrern statistisch bedeutsamer und kommen hierbei etwa gleich häufig vor wie Personenkraftwagen.

**2.3.2 Erkenntnisse aus In-Depth-Unfallerhebungen**

Sehr detaillierte Einblicke in das Unfallgeschehen der motorisierten Zweiräder und die sich dabei ereignenden Kollisionen geben aufwändige Einzelfallerhebungen, so genannte In-Depth-Studies. Die DEKRA-Unfallforschung nutzt bei ihren derartigen Erhebungen die Infrastruktur der bundesweit tätigen Sachverständigenorganisation DEKRA. Es werden dabei unfallanalytische Gutachten unter Beachtung des Datenschutzes für die Zwecke der Erforschung des realen Unfallgeschehens als retrospektive Datenquelle genutzt. Soweit erforderlich, führen die DEKRA-Gutachter auch prospektive Erhebungen zu Fahrzeug und Umwelt am Unfallort durch. Weiterhin findet bei entsprechenden interdisziplinären Studien eine Zusammenarbeit mit Medizinern statt, um mit Zustimmung der betreffenden Personen detaillierte Informationen über die Verletzungen der Unfallbeteiligten zu erhalten.



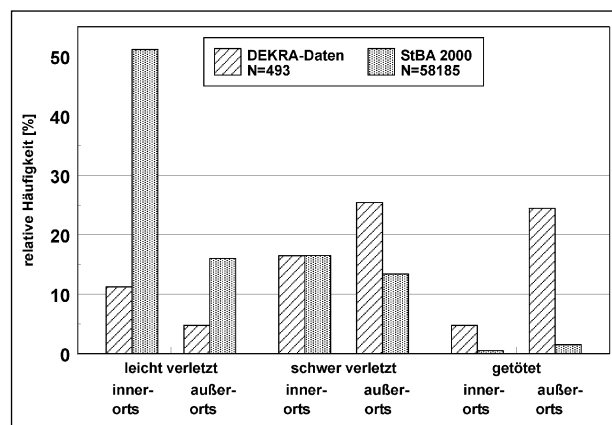
**Bild 2.10:** Ortslage von Unfällen mit Beteiligung motorisierter Zweiräder in der Motorradunfalldatenbank der DEKRA-Unfallforschung (Unfalljahre 1989 bis 2000) im Vergleich zur Ortslage von Motorrad-Unfällen in der Bundesrepublik Deutschland im Jahr 2000 (Statistisches Bundesamt Wiesbaden, 2001)

Allein auf retrospektiver Basis ist seit 1993 eine besondere Motorrad-Unfalldatenbank aufgebaut worden (von BRÜHL, 1994). Sie umfasst derzeit 493 Unfälle, an denen insgesamt 500 motorisierte Zweiräder mit 568 Aufsassen beteiligt waren. Sie wird ständig aktualisiert. Die Unfälle ereigneten sich im Zeitraum 1989 bis 2000.

Die Ortslage dieser Unfälle ist im Vergleich zur Ortslage der 58.185 Unfälle mit motorisierten Zweirädern, wie sie die amtliche Statistik für das Jahr 2000 ausweist, in Bild 2.10 dargestellt. In der amtlichen Statistik dominieren mit 68 % die innerörtlichen Unfälle. Im Gegensatz dazu enthält die Motorrad-Unfalldatenbank von DEKRA mit 56 % vorwiegend außerörtliche Unfälle.

Ergänzend ist in Bild 2.11 ein Vergleich der Verletzungsschwere der Aufsassen bei den Unfällen in der DEKRA-Datenbank und bei den Unfällen in der amtlichen Statistik dargestellt. Unterteilt sind dabei die Unfälle jeweils nach der Ortslage. Im DEKRA-Material sind innerorts wie außerorts die Unfälle mit getöteten Aufsassen häufiger als bei den in der amtlichen Statistik registrierten Unfällen. Entsprechend sind bei den in der amtlichen Statistik ausgewiesenen Unfällen innerorts und außerorts die Aufsassen häufiger leicht verletzt. Insgesamt überwiegen im DEKRA-Untersuchungsgut die schweren Unfälle mit einem relativ großen Anteil außerorts.

Von den 493 in der DEKRA-Datenbank erfassten Zweirädern konnten 481 eindeutig den in Bild 2.12 dargestellten Arten von motorisierten Zweirädern zugeordnet werden. Dabei kommen unter den Krafträdern die Sportmotorräder am häufigsten vor,



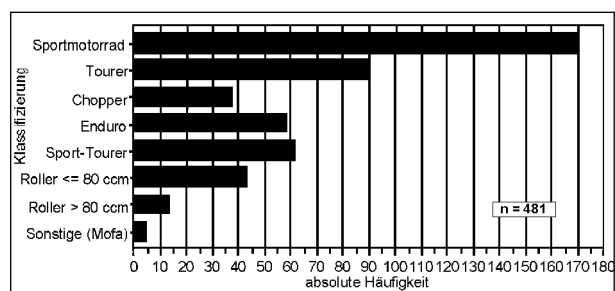
**Bild 2.11:** Schwere der Unfälle unterteilt nach der Ortslage von in der DEKRA-Datenbank registrierten Unfällen im Vergleich zu den in der amtlichen Statistik des Jahres 2000 für das gesamte Bundesgebiet ausgewiesenen Unfälle mit motorisierten Zweiradfahrern

am zweit- und dritthäufigsten die Tourer und die Sporttourer. Danach folgen die Enduros und die Chopper. Bei den erfassten Rollern überwiegen die leichten Fahrzeuge mit weniger als 80 cm<sup>3</sup> Hubraum. Mofas kommen im DEKRA-Untersuchungsgut selten vor.

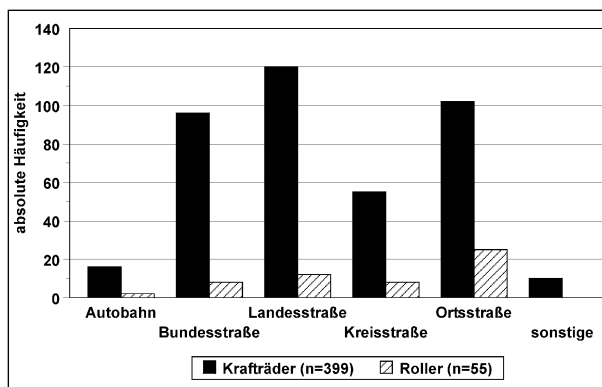
Bild 2.13 zeigt die relativen Häufigkeiten der Straßenklassen, auf denen die in der DEKRA-Datenbank registrierten motorisierten Zweiräder verunglückten. Die Krafträder verunglückten am häufigsten auf Landesstraßen, die Kraftroller auf Ortsstraßen.

In Bild 2.14 sind die Verteilungen der Unfalltypen der Krafträder (n = 430) und Roller (n = 60) aus der DEKRA-Datenbank im Vergleich zu den Unfalltypen aller Verkehrsteilnehmer bei Unfällen im Jahr 2000 (n = 382.949), wie sie die amtliche Statistik ausweist, dargestellt. Gemäß der amtlichen Definition beschreibt der Unfalltyp die Konfliktsituation, die zum Unfall führte, d. h. die Phase des Verkehrsgeschehens, in der ein Fehlverhalten oder eine sonstige Ursache den weiteren Ablauf nicht mehr kontrollierbar machte. Bei den Krafträdern und Rollern in der DEKRA-Datenbank sind die Unfalltypen Abbiegen und Einbiegen/Kreuzen häufiger als bei allen Verkehrsteilnehmern in der amtlichen Statistik. Fahrnfälle, Überschreiten-Unfälle und Unfälle im Längsverkehr sind dagegen bei den motorisierten Zweirädern in der DEKRA-Datenbank weniger häufig als bei allen Verkehrsteilnehmern in der amtlichen Statistik. Addiert man in Bild 2.14 die Anteile der Abbiegen/Kreuzen-Unfälle und der Abbiegeunfälle, ergibt das bei den Krafträdern 57 % und bei den Kraftrollern 55 %.

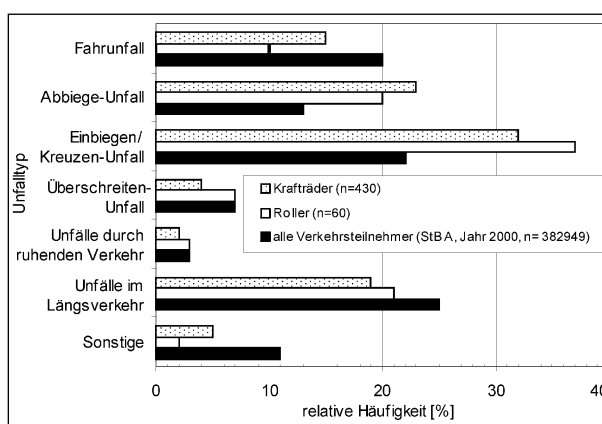
Bild 2.15 zeigt die Verteilung der Hauptunfallursachen der Unfallgegner der motorisierten Zweiradfahrer, wie sie in der DEKRA-Datenbank enthalten sind. Auch hieran wird deutlich, dass ein großer Anteil der Kollisionen der Motorrad- und Rollerfahrer im kreuzenden oder abbiegenden Verkehr stattfindet.



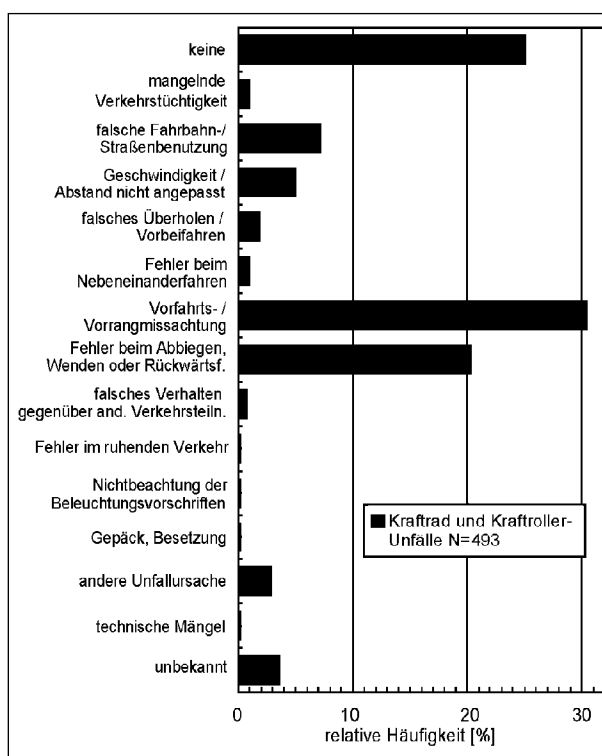
**Bild 2.12:** Arten der in der DEKRA-Datenbank registrierten motorisierten Zweiräder



**Bild 2.13:** Unfälle mit motorisierten Zweirädern nach Straßenklassen (DEKRA-Datenbank)



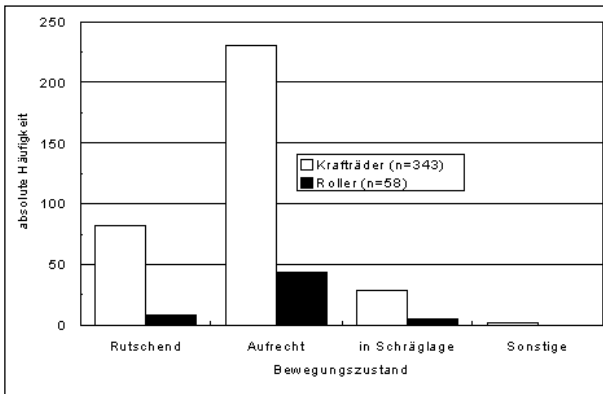
**Bild 2.14:** Unfalltypen der Krafträder und Roller aus DEKRA-Datenbank und aller Verkehrsteilnehmer aus amtlicher Statistik des Jahres 2000



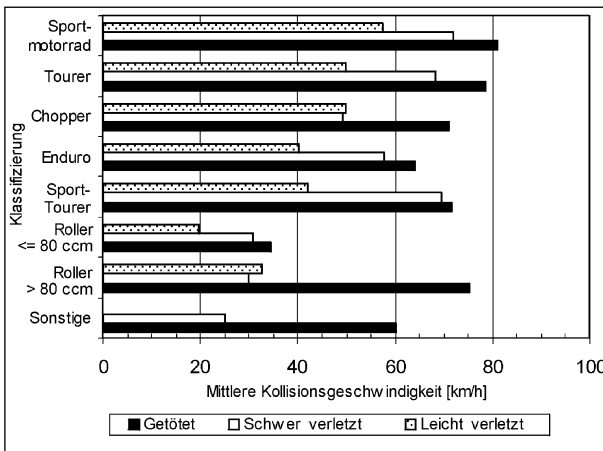
**Bild 2.15:** Hauptunfallursachen der Unfallgegner (DEKRA-Datenbank)



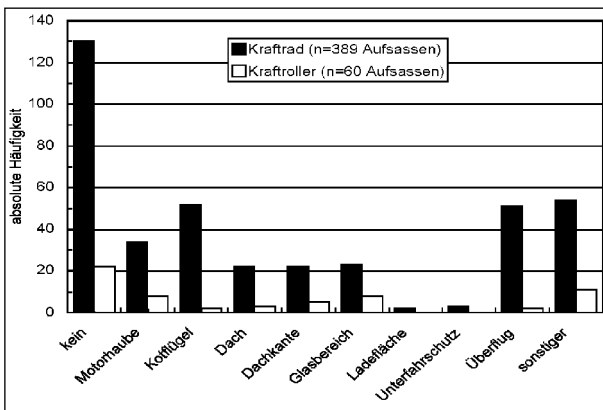
Über den Bewegungszustand der motorisierten Zweiräder unmittelbar vor der Kollision gibt Bild 2.16 Aufschluss. Demnach kollidieren die meisten Fahrzeuge in aufrechter Bewegung (67 % der Krafträder und 75 % der Roller). Etwa 24 % der Krafträder und 16 % der Roller kommen auf der Seite rutschend, etwa 8 % der Krafträder in Schräglage zur Kollision.



**Bild 2.16:** Bewegungszustand motorisierter Zweiräder unmittelbar vor der Kollision (DEKRA-Datenbank)



**Bild 2.17:** Mittlere Kollisionsgeschwindigkeit der in der DEKRA-Datenbank registrierten motorisierten Zweiräder



**Bild 2.18:** Aufprallorte der Aufassen motorisierter Zweiräder am Kollisionsgegner (DEKRA-Datenbank)

Wie in Bild 2.17 gezeigt, unterscheiden sich die mittleren Kollisionsgeschwindigkeiten der einzelnen Arten motorisierter Zweiräder. Wie allgemein zu erwarten, liegt die mittlere Kollisionsgeschwindigkeit bei den Unfällen mit getöteten Aufsassen stets über der mittleren Kollisionsgeschwindigkeit bei den Unfällen mit schwer verletzten Aufsassen. Ebenso liegt bei fast allen Arten der motorisierten Zweiräder die mittlere Kollisionsgeschwindigkeit der Unfälle mit leicht verletzten Aufsassen unter der mittleren Kollisionsgeschwindigkeit der Unfälle mit schwer verletzten Aufsassen. Für die Unfälle mit getöteten Aufsassen sind die mittleren Kollisionsgeschwindigkeiten bei den Sportmotorrädern, Tourern und Choppern mit Werten um 80 km/h am größten.

Bei den Sporttourern betrug die mittlere Kollisionsgeschwindigkeit der getöteten Aufsassen 72 km/h und bei den Kraftrollern mit mehr als 80 cm<sup>3</sup> Hubraum 75 km/h. Die Kollisionsgeschwindigkeit bei den Unfällen mit getöteten Enduro-Aufsassen lag im Mittel bei 64 km/h. Mit der mittleren Kollisionsgeschwindigkeit von 35 km/h fuhren die getöteten Aufsassen der Kraftroller mit weniger als 80 cm<sup>3</sup> Hubraum deutlich langsamer.

In Bild 2.18 sind die Aufprallorte der Aufsassen der Krafträder und der Kraftroller am Kollisionsgegner dargestellt. Meist haben die Aufsassen keinen Kontakt mit dem Gegner. Wenn die Aufsassen der Krafträder gegen den Gegner prallen, sind am häufigsten dessen Kotflügel und Motorhaube betroffen. Die Aufsassen der Kraftroller prallen am Gegner häufig gegen dessen Motorhaube und Glasbereich an. Besonders verletzungsträchtige Anprallkontakte an der Dachkante, im darunter liegenden Glasbereich (Seitenscheibe) sowie dem darüber liegenden Dach kommen bei den Aufsassen der Krafträder in insgesamt 11,3 % und bei den Aufsassen der Kraftroller in insgesamt 13,3 % der Fälle vor. In 13,1 % der Fälle flog ein Kraftrad-Aufsasse über den Gegner hinweg. Bei den Kraftroller-Aufsassen fand dies in 3,3 % der Fälle statt. Relativ häufig kamen auch die in der Gruppe „sonstiger Anprall“ subsumierten Fälle vor. Dies sind Anprallkontakte mit anderen Gegenständen, zum Beispiel Schutzplanken, Mauern u. Ä.

Die Verteilung der Aufprallzonen am Kopf der Aufsassen zeigt Bild 2.19. Bei den Motorradfahrern wie bei den Kraftrollerfahrern trifft der Kopf am häufigsten seitlich auf, am zweithäufigsten mit dem Stirnbereich. Am Hinterkopf hatten die wenigsten Auf-

sassen Kontakt. Bei 12 Kraftradfahrern ist eine „sonstige Kopfaufprallzone“ angegeben. Dies sind zum Beispiel die Schädeldecke oder der Nacken. Bei den Kraftrrollerfahrern kam ein solcher Aufprall nicht vor.

Außer an den Unfallgegner können die Aufsassen im Unfallablauf mit dem Kopf auch an andere Gegenstände prallen. Hierzu zeigt Bild 2.20 die entsprechende Verteilung. 276 Kradfahrer (64 %) und 47 Kraftrrollerfahrer (77 %) hatten keinen Kopfanprall an anderen Gegenständen. Kam ein solcher Anprall vor, war das betreffende Objekt häufig eine Schutzplanke, ein Schutzplankenpfosten, eine Mauer oder ein Baum. Hiervon sind die Aufsassen der Krafträder häufiger betroffen als die Aufsassen der Kraftrroller, was unter anderem auf die Ortslage der Unfälle und das Geschwindigkeitsniveau zurückzuführen ist.

Die Definition der Anstoßkonfiguration Motorrad/Pkw kann nach ISO 13232 mit einem dreistelligen numerischen Code erfolgen, Bild 2.21. Dabei kennzeichnet die erste Ziffer den Anstoßpunkt am Personenkraftwagen, die zweite Ziffer den Anstoßpunkt am Motorrad und die dritte Ziffer den Winkel zwischen den Längsachsen der Fahrzeuge bei Kollisionsbeginn. ISO 13232 definiert auf diese Weise insgesamt 25 verschiedene Anstoßkonfigurationen.

Bei Erarbeitung von ISO 13232 Mitte der 90er Jahre wurden bei 500 Motorrad/Pkw-Unfällen, die sich im Raum Hannover und im Raum Los Angeles ereigneten, die Häufigkeiten der Anstoßkonstellationen festgestellt. Bei den in der DEKRA-Datenbank registrierten Motorrad/Pkw-Kollisionen konnte in 206 Fällen retrospektiv die Codierung der Anstoßkonstellation nach ISO 13232 nachvollzogen werden. Diese Datenbank wurde 1993 aufgebaut (von BRÜHL, 1994) und wird seitdem ständig erweitert. Sie umfasst momentan 493 Unfälle, an denen ins-

gesamt 500 motorisierte Zweiräder mit 558 Aufsassen beteiligt waren. Diese Unfälle stammen aus den Jahren 1989 bis 2000. Die Erhebung der Unfälle erfolgt nicht repräsentativ, sondern wird von schweren Unfällen, die sich überwiegend außerorts ereignen, dominiert. Die jeweiligen relativen Häufigkeiten zeigt Bild 2.22. Die Reihenfolge der einzelnen Anstoßkon-

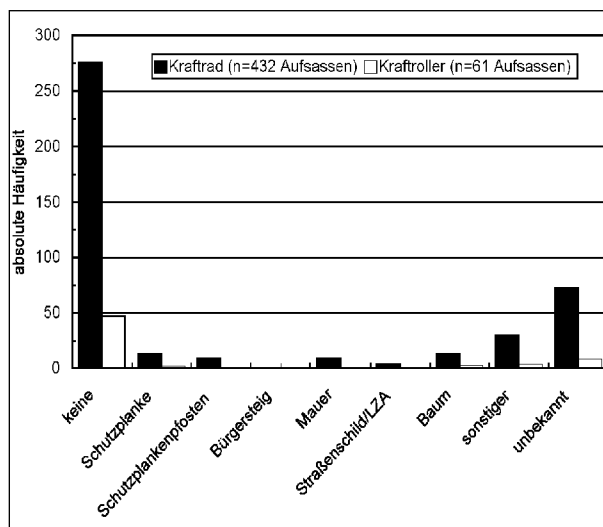


Bild 2.20: Aufprallorte der Aufsassen motorisierter Zweiräder an anderen Gegenständen (DEKRA-Datenbank)

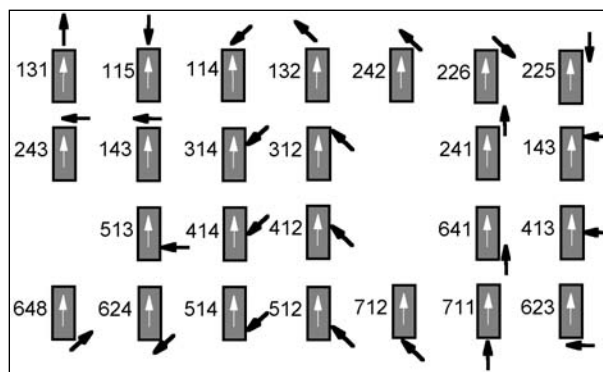


Bild 2.21: Definition von 25 Anstoßkonfigurationen Motorrad/Pkw nach ISO 13232

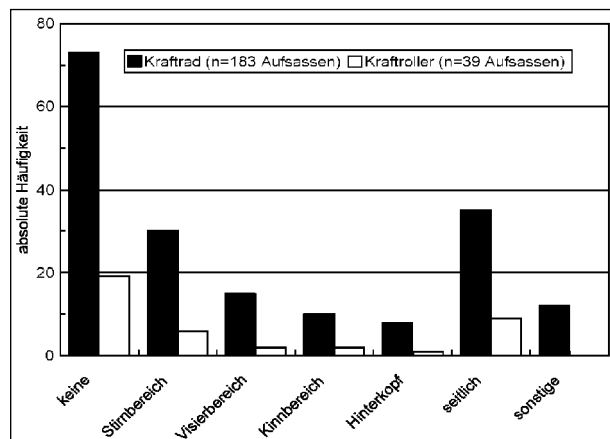


Bild 2.19: Kopfaufprallzonen der Zweirad-Aufsassen (DEKRA-Datenbank)

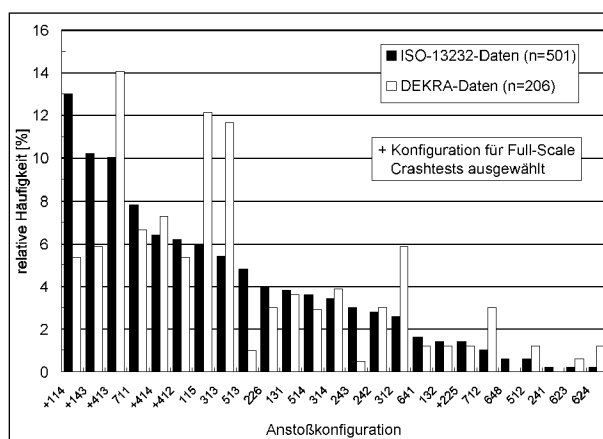
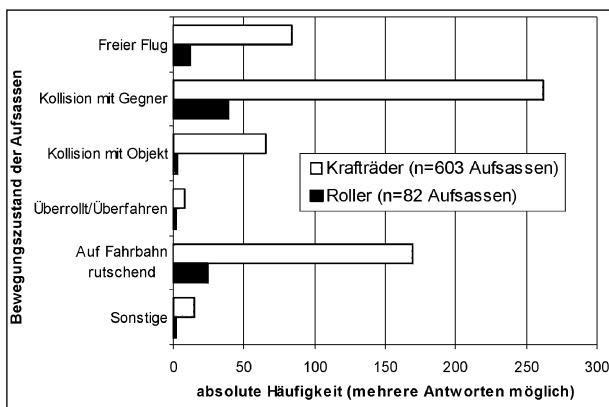


Bild 2.22: Relative Häufigkeiten der Anstoßkonstellationen motorisierter Zweiräder

figurationen ist dabei nach den in ISO 13232 angegebenen zugehörigen Häufigkeiten gewählt.

Am häufigsten kommt nach ISO 13232 mit 13 % Anteil die Anstoßkonstellation 114 (schräger frontaler Motorradanstoß gegen die Front des Personenkraftwagens) vor. Im DEKRA-Untersuchungsgut ist diese Konstellation mit 5 % Anteil auf Platz 8 zu finden. Unter den DEKRA-Fällen kommt mit 14 % Anteil die Konstellation 413 (rechtwinkliger frontaler Motorradanstoß an der Seite des Personenkraftwagens) am häufigsten vor. In den ISO-13232-Daten nimmt diese Konstellation mit 10 % den dritten Platz ein. Im DEKRA-Material nimmt die Konstellation 115 (gerader frontaler Motorradanstoß gegen die Front des Personenkraftwagens) mit 12 % den zweiten Rangplatz ein. Die Konstellation 143 (rechtwinkliger frontaler Anstoß des Motorrades am vorderen Kotflügel des Personenkraftwagens) ist nach ISO 13232 am zweithäufigsten und unter den DEKRA-Fällen mit 5,8 % weniger relevant. Mit einer Häufigkeit von 7 % enthält die Fallsammlung von DEKRA die Konstellation 414 (schräger frontaler Anstoß des Motorrades an der Seite des Personenkraftwagens), im ISO-13232-Untersuchungsgut belegt diese Konstellation mit 6,4 % Häufigkeit den Rangplatz 5.

Einerseits besteht hier noch Bedarf an weiteren Erhebungen, um die nach statistischen Gesichtspunkten besonders wichtigen Anprallkonstellationen weiter abzusichern. Andererseits ist bereits beim derzeitigen Stand der Erkenntnisse erneut die Vielfalt des Kollisionsgeschehens der Motorräder erkennbar. Im Hinblick auf Crashtests zur Analyse der passiven Sicherheit von motorisierten Zweirädern muss diese Vielfalt hinreichend beachtet werden.



**Bild 2.23:** In der DEKRA-Datenbank registrierte Bewegungen der Aufsassen motorisierter Zweiräder unmittelbar nach der Kollision

Nach der Kollision können die Aufsassen der motorisierten Zweiräder auf verschiedene Weise in die Unfallendlage gelangen. Bild 2.23 gibt dazu einige Hinweise aus den in der DEKRA-Datenbank registrierten Fällen. Am häufigsten stoßen sowohl die Aufsassen der Motorräder als auch die Aufsassen der Roller unmittelbar gegen den Unfallgegner. Zweithäufigster Bewegungsablauf ist für den Aufsassen des Motorrades und des Rollers das Rutschen auf der Fahrbahn. Der dritthäufigste Bewegungsablauf der Motorrad- und Roller-Aufsassen ist der mehr oder weniger freie Flug in die Endlage. Die Kraftrad-Aufsassen prallten am vierthäufigsten gegen ein Hindernis (in der Regel am Fahrbahnrand), dies traf für die Roller-Aufsassen ebenso zu. Ebenfalls selten war das Überrollen der Aufsassen von Krafträdern und Rollern durch den Gegner. Man kann erkennen, dass sich die Bewegungsarten der Aufsassen von Krafträdern und Rollern nur wenig unterscheiden.

## 2.4 Verletzungen der Aufsassen

### 2.4.1 Erkenntnisse aus der amtlichen Verkehrsunfallstatistik

Weitere Analysen der in der amtlichen Statistik enthaltenen Zahlen ermöglichen die Raten der leicht Verletzten, schwer Verletzten und Getöteten, jeweils berechnet als Quotient bezogen auf die Verunglückten eines Jahres in der entsprechenden Ortslage. Sie entsprechen dem Risiko eines unfallbeteiligten Zweirad-Aufsassen, entweder getötet, schwer verletzt oder leicht verletzt zu werden. Die historische Entwicklung dieser Risiken zeigen Bild 2.24 und Bild 2.25 für verunglückte Motorradfahrer innerorts und außerorts. Bild 2.26 und Bild 2.27 stellen die entsprechenden Zahlen für verunglückte Mofa- und Mopedfahrer dar.

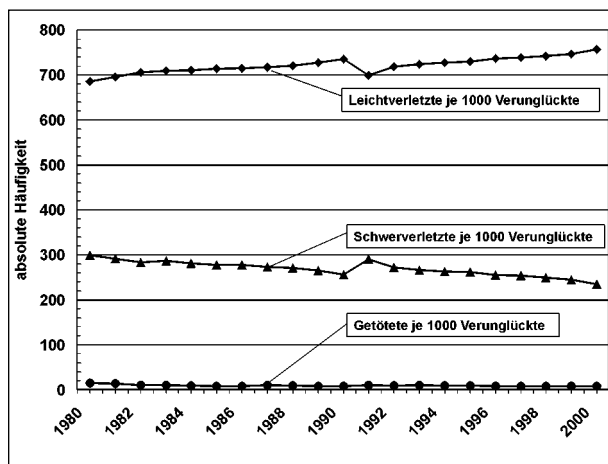
In den letzten Jahren ist eine Tendenz hin zu weniger schwer Verletzten und mehr leicht Verletzten bei Motorrad- sowie bei Mofa- und Moped-Aufsassen zu verzeichnen. Außerdem ist die Wahrscheinlichkeit, bei einem Unfall getötet zu werden, bei Motorrad- sowie bei Mofa- und Moped-Aufsassen rückläufig. Dies gilt innerorts und außerorts (Tabelle 2.1).

Generell existiert ein weit höheres Risiko für schwere und tödliche Verletzungen im außerörtlichen gegenüber dem innerörtlichen Straßenverkehr. Die Anzahl der Getöteten ist dabei im außerörtlichen Straßenverkehr im Jahr 2000 bei den

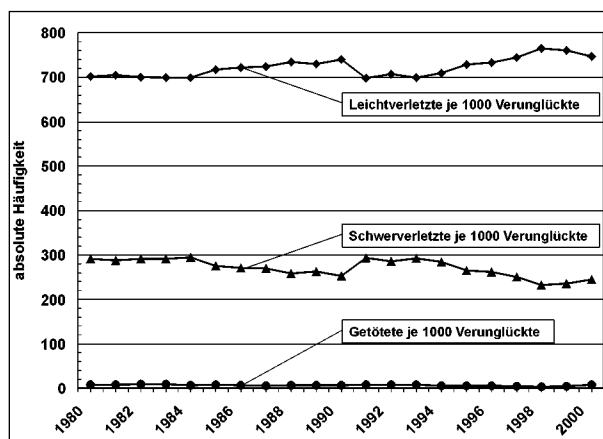
Motorradaufsassen mit 8 Getöteten zu 47 Getöteten pro 1.000 Verunglückten im innerörtlichen Straßenverkehr sechsmal so hoch. Als Grund für das höhere Risiko im außerörtlichen Straßenverkehr sind die höheren Kollisionsgeschwindigkeiten zu sehen. Die Wahrscheinlichkeit, einen Unfall im außerörtlichen Straßenverkehr mit leichten Verletzungen zu überstehen, ist für Mofa- und Moped-Aufsassen mit 612 leicht Verletzten pro 1.000 Verunglückten größer als bei den Motorradaufsassen mit 516 leicht Verletzten pro 1.000 Verunglückten.

### 2.4.2 Erkenntnisse aus In-Depth-Unfallerbungen

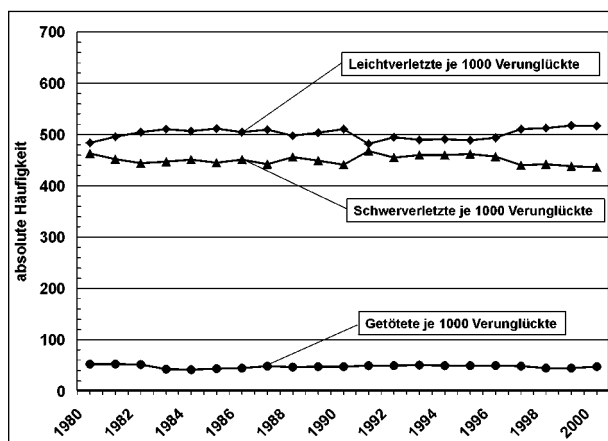
Wertet man die derzeit in der DEKRA-Motorradunfalldatenbank registrierten Verletzungsschweregrade der beteiligten Aufsassen getrennt nach den einzelnen Arten der motorisierten Zweiräder aus, ergeben sich die in Bild 2.28 dargestellten Anteile. Hierbei ist der Anteil der Getöteten auf den Touren, Enduros und Choppern am geringsten und bei den Sport-Motorrädern und Sport-Tourern und Motorrollern mit mehr als 80 cm<sup>3</sup> Hubraum am größten.



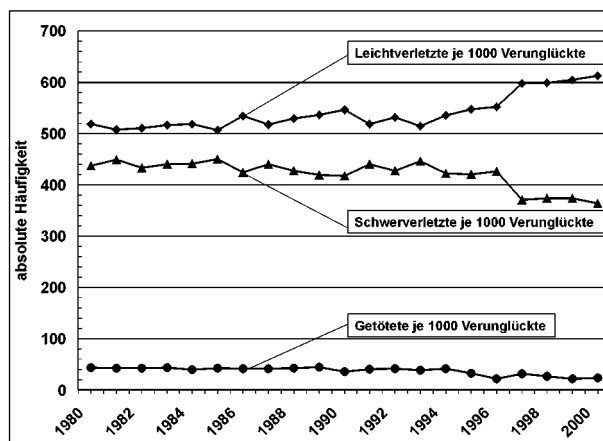
**Bild 2.24:** Bei Straßenverkehrsunfällen innerorts verletzte oder getötete Motorrad-Aufsassen pro 1.000 innerorts verunglückter Aufsassen je Jahr (Statistisches Bundesamt, 2001)



**Bild 2.26:** Bei Straßenverkehrsunfällen innerorts verletzte oder getötete Mofa- und Moped-Aufsassen pro 1.000 innerorts verunglückter Aufsassen je Jahr (Statistisches Bundesamt, 2001)



**Bild 2.25:** Bei Straßenverkehrsunfällen außerorts verletzte oder getötete Motorrad-Aufsassen pro 1.000 außerorts verunglückter Aufsassen je Jahr (Statistisches Bundesamt, 2001)

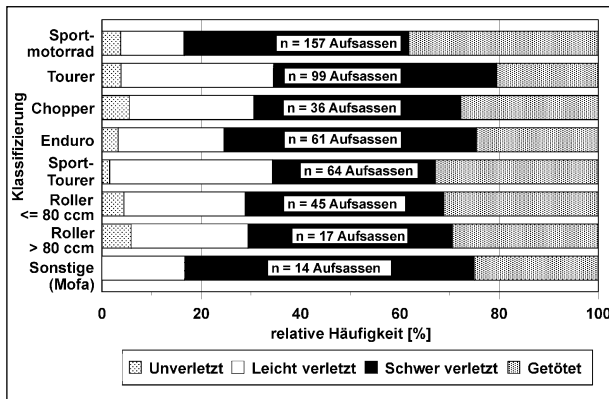


**Bild 2.27:** Bei Straßenverkehrsunfällen außerorts verletzte oder getötete Mofa- und Moped-Aufsassen pro 1.000 außerorts verunglückter Aufsassen je Jahr (Statistisches Bundesamt, 2001)

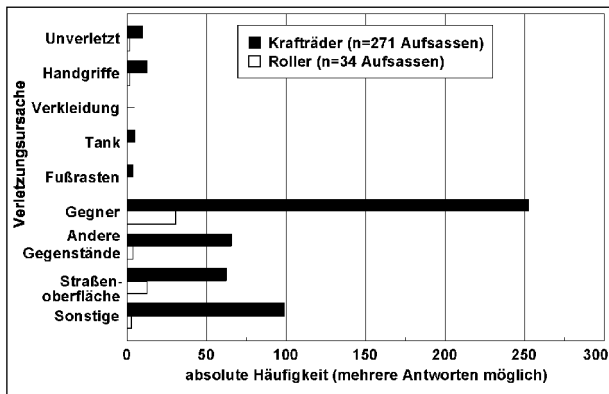
		leicht verletzt		schwer verletzt		getötet	
		1980	2000	1980	2000	1980	2000
Motorräder	innerorts	686	757	298	234	15	8
	außerorts	483	516	463	436	52	47
Mofas	innerorts	700	747	290	244	8	8
Mopeds	außerorts	519	612	437	363	43	23

**Tab. 2.1:** Vergleich verletzter oder getöteter Mofa-/Moped- oder Motorradaufsassen zwischen 1980 und 2000 pro 1.000 verunglückter Aufsassen (Statistisches Bundesamt, 2001)

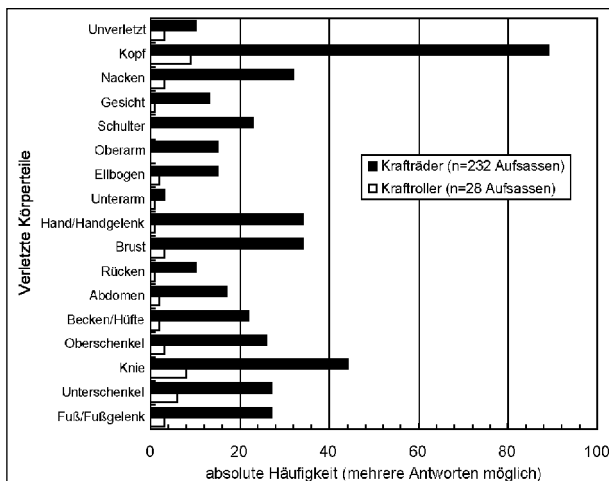
Dies kann mit der Aufsassen-Kopfhöhe zusammenhängen. Damit gibt es auch aus dem realen Unfallgeschehen erste Hinweise darauf, dass auf den Enduros und Tourern das Risiko, getötet zu werden, relativ gering ist. Hierbei spielen auch die Kollisionsgeschwindigkeiten und besondere Umstände bei der Kollision eine Rolle.



**Bild 2.28:** Anteile getöteter, schwer, leicht und unverletzter Aufsassen auf den verschiedenen Arten motorisierter Zweiräder, die in der DEKRA-Unfalldatenbank registriert sind



**Bild 2.29:** Verletzungsursachen der Aufsassen von motorisierten Zweirädern (DEKRA-Datenbank)



**Bild 2.30:** Verletzte Körperteile der Aufsassen von motorisierten Zweirädern (DEKRA-Datenbank)

In der DEKRA-Motorradunfalldatenbank sind von 271 unfallbeteiligten Aufsassen von Krafträdern und 34 unfallbeteiligten Aufsassen von Rollern Informationen über die Ursachen von deren Verletzungen enthalten, Bild 2.29. Demnach verletzten sich die meisten Aufsassen beim Anprall am Unfallgegner. Bei den Motorrädern konnten vereinzelt der Tank und die Fußrasten als verletzungsverursachende Teile identifiziert werden. Die Handgriffe der Lenker verursachten sowohl bei Motorradfahrern als auch bei Rollerfahrern vereinzelt Verletzungen. Die Verkleidung war in keinem Fall als Ursache von Verletzungen zu identifizieren. Häufiger wurden sowohl die Kraftrad-Aufsassen als auch die Roller-Aufsassen durch die Straßenoberfläche verletzt. Ebenfalls häufig kamen Verletzungen durch sonstige Gegenstände wie Schutzplanken, deren Pfosten, Bürgersteige, Mauern, Straßenschilder oder Bäume vor.

Über die in der DEKRA-Datenbank registrierten verletzten Körperteile der Aufsassen gibt Bild 2.30 Aufschluss. Am gefährdetsten ist hierbei der Kopf. Er wird trotz Schutzhelm am häufigsten bei den Aufsassen der Motorräder und bei den Aufsassen der Roller verletzt. Bei den Roller-Aufsassen wurden häufig die Knie verletzt, gefolgt von den Ober- und Unterschenkeln. Weiterhin wurden die Roller-Aufsassen am Nacken, an Fuß und Fußgelenk, am Abdomen, am Rücken, an Unterkörper und Hüfte, Brust, im Gesicht, an Ellenbogen sowie am Unterarm verletzt. Verletzungen von Schulter und Oberarm kamen bei den Roller-Aufsassen nicht vor.

Bedeutsam für die Aufsassen der Krafträder sind Verletzungen am Knie, an Hand und Handgelenk, an der Brust, am Hals, am Unterschenkel, an Fuß und Fußgelenk, am Unterkörper und an der Hüfte, an der Schulter sowie am Oberschenkel. Immerhin zehn Motorrad-Aufsassen überstanden den Unfall, ohne dass Verletzungen angegeben wurden.

Die Zusammenhänge zwischen der mechanischen Einwirkung auf den menschlichen Körper und deren Folge werden nach der Schwere der Verletzung bewertet. International hat sich die Abbreviated Injury Scale (AIS) sowohl in der Realunfallforschung als auch in der experimentellen Biomechanik durchgesetzt. Erstmals 1971 publiziert (JAMA, 1971), wurde sie in der Zwischenzeit fünfmal (AIS 1976, AIS 1980, AIS 1985, AIS 1990, AIS 1998) von der AAAM (Association for the Advancement of Automotive Medicine) aktualisiert. Die AIS-Codierung klassifiziert Verletzungen in einer Skala von eins bis sechs mit zunehmender Schwere.

AIS-Code	Beschreibung
0	keine Verletzungen
1	leicht, gering (minor)
2	mäßig (moderate)
3	ernsthaft, nicht lebensgefährlich (serious)
4	schwer, lebensgefährlich, Überleben wahrscheinlich (severe)
5	kritisch, Überleben unsicher (critical)
6	maximal, tödlich, keine Behandlung möglich (maximum)

Sie orientiert sich an den anatomischen Verletzungsbefunden, wobei die von einer Einzelverletzung ausgehende Lebensbedrohung das wichtigste Beurteilungskriterium darstellt. Anhand eines nach neun Körperregionen (Kopf, Gesicht, Hals, Thorax, Abdomen und Beckeninhalte, Wirbelsäule, obere Extremitäten, untere Extremitäten, äußerliche und andere Verletzungen) unterteilten Verletzungskatalogs wird jeder Einzelverletzung ein AIS-Wert zwischen eins und sechs zugeordnet. Dazu ist eine detaillierte Beschreibung der Einzelverletzungen erforderlich, da die AIS-Skalierung auf den expliziten medizinischen Verletzungsbefunden ba-

siert, Tabelle 2.2. Diese Zuordnung wird wegen des ständigen Fortschritts in der Medizin alle fünf Jahre überarbeitet.

Der Zusammenhang zwischen der AIS-Verletzungsschwereskalierung und dem Grad der Lebensbedrohung ist nicht linear. Eine Verletzung der Schwere AIS 2 ist nicht doppelt so lebensbedrohend wie eine AIS-1-Verletzung. Weiterhin gibt der AIS-Wert lediglich das diagnostizierte Ausmaß der Verletzungen an und berücksichtigt nicht deren längerfristige Auswirkungen, wie z. B. den Eintritt des Todes. Auch eine AIS-3-Verletzung kann u. U. tödlich sein (Bild 2.31).

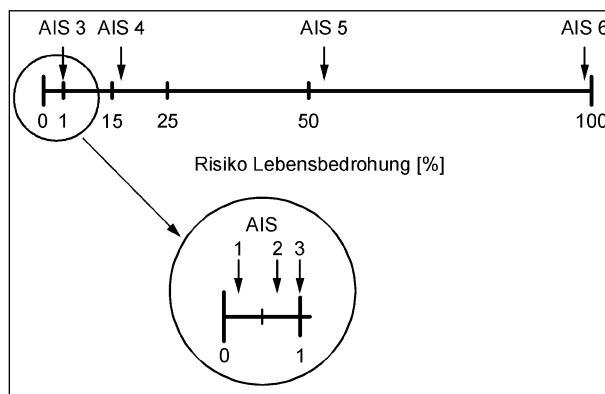


Bild 2.3.1: AIS-Wert und Grad der Lebensbedrohung [APP94]

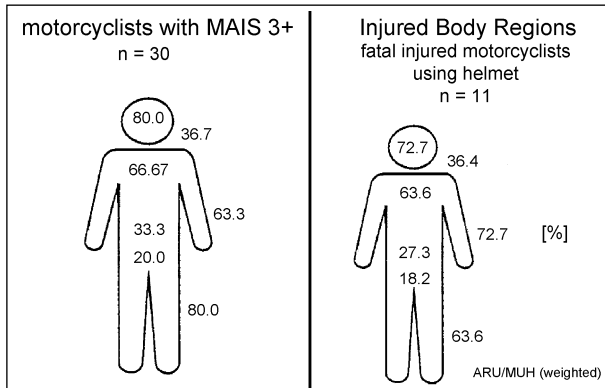
Körperregion					
AIS	Kopf	Thorax	Abdomen und Beckeninhalte	Wirbelsäule	Obere und untere Extremitäten
1	Kopfhaut: Schürfung oder Prellung	1 Rippenfraktur	Schürfung oder Prellung der Bauchdecke	Akute Überdehnung	Zehenfraktur
2	Nervenprellung oder Nervenriss	2-3 Rippenfrakturen oder Brustbeinfraktur	Milz-, Nieren- oder Leberriß oder Prellung	Einfache Fraktur ohne Rückenmarksbeteiligung	Einfache Schienbein-, Becken- oder Knie-scheibenfraktur
3	Kleine Hirnprellung ( $\leq 15 \text{ cm}^3$ ; $\leq 3 \text{ cm}$ im Durchmesser)	2-3 Rippenfrakturen mit Bluterguss in/an der Lunge	Risse 1-3 cm tief in Milz oder Nieren ( $> 50 \%$ der Oberfläche)	Einfache Quetschungsfraktur oder Rückenmarksprellung	Knieverschiebung oder Unterschenkelfraktur
4	Komplexe Schädelbasisfraktur; Ringfraktur oder kleiner Bluterguss am Gehirn ( $\leq 30 \text{ cm}^3$ ; Durchmesser $\leq 4 \text{ cm}$ )	Instabiler Thorax mit Bluterguss in/an der Lunge und Lungenprellung	Zerreißung des Nervengewebes ( $\leq 75 \%$ ) des Leberlappens, multiple Zerreißungen der Leber, Tiefe $> 3 \text{ cm}$	Unvollständiges Rückenmarkssyndrom I oder Wirbelfraktur und Lageveränderung der Wirbel	Beckenfraktur mit großem hinter dem Bauchfell gelegenen Bluterguss, Blutverlust $\leq 20 \%$
5	Ausgebreitete Verletzung der Nervenfortsätze; großer Bluterguss ( $> 30 \text{ cm}^3$ ; $> 4 \text{ cm}$ im Durchmesser)	Teilabtrennung der Aorta	Zerreißung des Nervengewebes ( $> 75 \%$ ) des Leberlappens	Rckenmarkzerreiung ab dem vierten Halswirbel oder tiefer mit Fraktur und Lageveränderung der Wirbel	Beckenfraktur mit großem hinter dem Bauchfell gelegenen Bluterguss, Blutverlust $> 20 \%$
6	Hirnstammabtrennung; Hirnstammzertrmmerung	Multiple Zerreißung des Herzens; Ausreiung des Herzens	Leberzerteilung	Rckenmarkzerreiung ab dem dritten Halswirbel oder höher mit Fraktur und Lageveränderung der Wirbel	-----

(1) Bewertung nach Abbreviated Injury Scale Update 98

Tab. 2.2: AIS-Beispiele für verschiedene Körperregionen

Zu den Verletzungsangaben in der DEKRA-Motorradunfalldatenbank liegen vorwiegend keine exakten Einstufungen nach der Schwere (AIS-Scala) vor. Hierzu sind weiter detaillierte Auswertungen aus den Erhebungen am Unfallort im Großraum

Hannover verfügbar, die im Auftrag der Bundesanstalt für Straßenwesen durchgeführt werden, Bild 2.32 (OTTE, 1998). Hier zeigt sich, dass auch bei den schweren Verletzungen (AIS 3+) und bei den tödlichen Verletzungen der Kopf in 80 % bzw. 72,7 % der Fälle am häufigsten betroffen ist. Ebenfalls häufig sind der Thorax, die Extremitäten, die Halswirbelsäule, das Abdomen sowie das Becken schwer bzw. tödlich verletzt.



**Bild 2.32:** Häufigkeiten der schwer verletzten (AIS 3+) Körperteile von 30 Motorradfahrern (links) und der verletzten Körperregionen von 11 getöteten Motorradfahrern (rechts) nach OTTE (1998)

In einer zusammenfassenden Auswertung von insgesamt 922 Motorrad/Pkw-Unfällen hat OTTE (1998) sieben Kollisionstypen definiert und die Verletzungen der beteiligten Motorradfahrer zugeordnet, Bild 2.33. Die Betrachtung der Verletzungen mit den Schweregraden AIS 2+ zeigt, dass der Kopf des Motorradfahrers mit 11,2 % am häufigsten bei Kollisionstyp 3 verletzt wird. Hierbei stößt das Motorrad rechtwinklig gegen die Seite des Personenkraftwagens im Bereich von dessen Fahrgastzelle. Das entspricht der Anstoßkonfiguration 413 nach ISO 13232 (vergleiche Bild 2.21). Nahezu gleich häufig erleidet der Kopf des Motorradfahrers mit 10,7 % eine Verletzung der Schwere AIS 2+ bei Kollisionen mit Objekten (Typ 7).

Kollisionstypen Motorräder 100% n=922	Motorrad	Verletzungsschwere Motorradfahrer Unverletzt   AIS 1   AIS 2+ ←-----100%-----→			
<b>Typ 1</b> n=64 7,0%		Kopf Thorax Beine	76,8% 82,4% 13,9%	15,6% 10,2% 68,7%	7,6% 7,4% 17,4%
<b>Typ 2</b> n=123 13,3%		Kopf Thorax Beine	83,6% 83,7% 8,9%	8,5% 8,1% 65,3%	7,9% 8,2% 25,8%
<b>Typ 3</b> n=48 5,2%		Kopf Thorax Beine	80,2% 69,2% 24,0%	8,6% 27,6% 69,3%	11,2% 3,2% 6,7%
<b>Typ 4</b> n=204 22,1%		Kopf Thorax Beine	82,1% 76,8% 25,4%	10,7% 18,3% 64,0%	7,2% 4,9% 10,6%
<b>Typ 5</b> n=111 12,1%		Kopf Thorax Beine	78,7% 87,1% 20,5%	15,5% 9,3% 63,3%	5,8% 3,6% 16,2%
<b>Typ 6</b> n=39 4,2%		Kopf Thorax Beine	86,4% 82,0% 23,4%	6,3% 17,2% 54,7%	7,3% 0,8% 21,9%
<b>Typ 7</b> n=334 36,1%	Objekt	Kopf Thorax Beine	78,5% 76,6% 43,9%	10,8% 13,5% 41,9%	10,7% 10,0% 14,2%
<b>n=107</b>	nicht zuzuordnen				

**Bild 2.33:** Verteilung der Kollisionstypen von Motorrädern (OTTE, 1998)

Wird lediglich die Häufigkeit der vorkommenden Kollisionstypen bei allen Verletzungsschweregraden einschließlich der unverletzten Motorradfahrer betrachtet, ist der Kollisionstyp 3 mit 5,2 % erst an sechster Stelle der Rangreihe zu finden. Hierbei ist mit 36,1 % der Typ 7 (Kollision mit Objekt) am häufigsten. An zweiter Stelle dieser Rangreihe folgt Typ 4 (22,1 %). Hierbei stößt das Motorrad seitlich gegen den Personenkraftwagen im Bereich der vorderen oder hinteren Kotflügel. Auf Platz 3 folgt Typ 2 mit 13,3 %. Dabei stößt das Motorrad frontal gegen die Front des Personenkraftwagens. Hierbei sind die Verletzungen der Beine des Motorradfahrers mit Schweregrad AIS 2+ am häufigsten (25,8 %).

Im Hinblick auf ein Prüfverfahren für die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder zeigt sich die Komplexität des Themas. Ausgehend davon, dass der Kopf des Motorradfahrers bei Unfällen mit schwersten und tödlichen Verletzungen besonders exponiert ist, hat die Anstoßkonstellation 413 nach ISO 13232 bzw. der Kollisionstyp 3 nach OTTE eine besondere Bedeutung. Bei einer Beschränkung allein auf diesen Typ, zum Beispiel für die Durchführung von Crashversuchen, würden jedoch weitere Anstoßkonstellationen, die häufig mit schweren Verletzungen der unteren Extremitäten einher-

gehen, unberücksichtigt bleiben. Ein einfaches Prüfverfahren, mit dem ohne Veränderung alle relevanten Kriterien geprüft werden können, ist deshalb nicht realisierbar. Vielmehr muss das Prüfverfahren ein Grundgerüst bieten, das an jeden zu prüfenden Unfalltyp angepasst werden kann.

### 3 Biomechanik des Motorradunfalles

Zur Analyse des aktuellen Kenntnisstandes im Hinblick auf die Biomechanik bei Motorradunfällen standen die SAE-Datei mit den Proceedings der Stapp-Car Crash Conferences und der SAE-Sonderband „Pedestrians and Motorcycles in Automotive Collisions, PT-35“ zur Verfügung. Aus der gesichteten Literatur konnte festgestellt werden, dass Motorradunfallsimulationen mit instrumentierten Leichen zum Studium der besonderen Verletzungsmechanismen und Verletzungsgrenzen nicht existieren. Die Leichenversuche, die ZELLNER, 1994 unternahm (siehe Kapitel 5.2.3), dienten ausschließlich der Untersuchung von Out-of-Position-Situationen bei der Zündung eines Motorradairbags. Es handelte sich hier um Standversuche, bei denen die Leichen nicht instrumentiert waren. Deswegen konnten hier keine Erkenntnisse bezüglich der Biomechanik bei Motorradunfällen gewonnen werden.

Simulationen von Motorradunfällen erfolgen mit Dummies, deren menschenähnliches Verhalten unter den besonderen Bedingungen in Frage gestellt wird. Eine Korrelation zwischen Belastung und Verletzung des Motorradfahrers muss deshalb unter Zuhilfenahme allgemeiner biomechanischer Kenntnisse erfolgen, indem die verfügbare Literatur nach Angaben zur mechanischen Einwirkung und den daraus resultierenden Verletzungen der bei den Aufsassen von motorisierten Zweirädern relevanten Körperregionen ausgewertet wird.

#### 3.1 Kopf

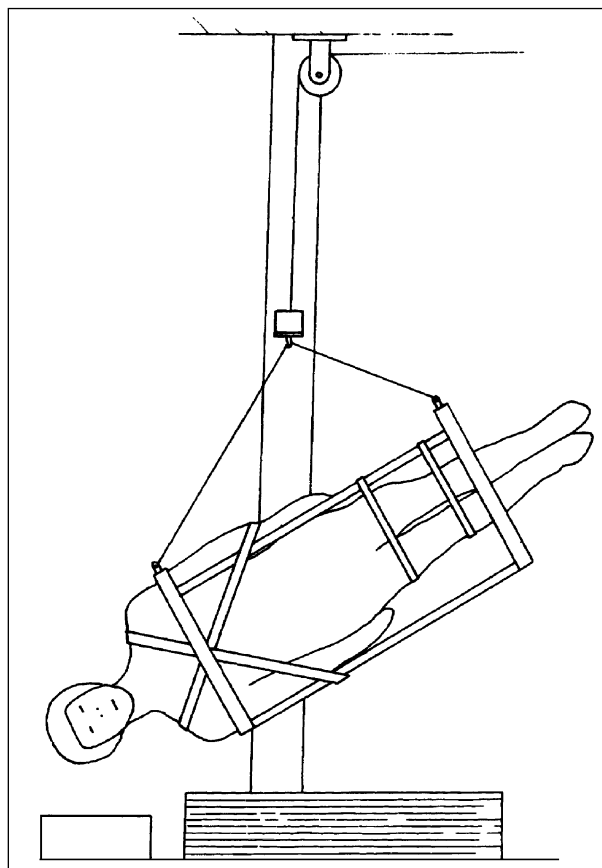
##### 3.1.1 Fallversuche

GOT et al. (1978) berichten über 42 Fallversuche mit Kopfanprall auf einer steifen bzw. profilierten und gepolsterten Fläche mit und ohne Helmbenutzung. Der Kopf traf frontal, mit dem Scheitelschlafenbereich und mit dem Gesicht bei Fallhöhen von 1,83 m, 2,50 m und 3 m und unter verschiedenen Winkeln auf. Bild 3.1 zeigt das Auftreffprinzip. Zum

Einsatz kamen frische menschliche Leichen, bei denen der Blutkreislauf in den Gehirngefäßen simuliert wurde. Der Kopf war mit Beschleunigungsaufnehmern in der Peripherie (rechts, links parietal) instrumentiert, eine Berechnung der Beschleunigung im Kopfschwerpunkt war möglich. Zusätzlich wurden die Anprallkräfte gemessen.

Bei Frontalbelastungen, Anprall mit Helm auf starre Fläche bzw. ohne Helm auf gepolsterte Fläche kam es bei 7 der 13 Untersuchungen zu knöchernen und ligamentären Verletzungen im HWS-Bereich, wenn die Kopfrückwärtsbeugung größer als  $65^\circ$  wurde. Bei der lateralen Kopfbelastung von 22 Objekten wurden die oben genannten Verletzungen nur in 2 Fällen beobachtet, wenn die Seitwärtsneigung des Kopfes  $55^\circ$  bis  $89^\circ$  betragen hat. In einem Test entstand eine Rückenmarksverletzung.

In den Fällen, bei denen ein Helm getragen wurde, kam es außer in wenigen Fällen mit dünnem Schädel in der Regel nicht zu Schädelfrakturen. Harte Anpralle führten immer zu Schädelfrakturen. Bei diesen Versuchen wurden häufiger Hirnstammverletzungen als Hirnrindenkontusionen beobachtet. Hirnstammverletzungen überwiegen im Bereich



**Bild 3.1:** Prinzip der Falleinrichtung für Kopfbelastung (GOT et al., 1978)



der Höcker und des Isthmus. Bei Stirnanprallen, bei denen ein Helm eingesetzt wurde, oder bei Aufprallen gegen die gepolsterte Fläche lagen die Kopfbeschleunigungsmaxima bei 3 m Fallhöhe zwischen 125 g und 500 g, die HIC-Werte zwischen 900 und 2.500; die Hirnbefunde waren nur in einem Teil der Fälle als Verletzungen interpretierbar. Beim seitlichen Kopfanprall mit Helm bzw. mit Polsterung wurden niedrigere Beschleunigungsmaxima gemessen. Diese liegen zwischen 150 g und 260 g mit HIC-Werten von 900 bis 2.300. Die entsprechenden Werte beim Gesichtsanprall betragen zwischen 120 g und 180 g, die HIC-Werte zwischen 540 und 1.480.

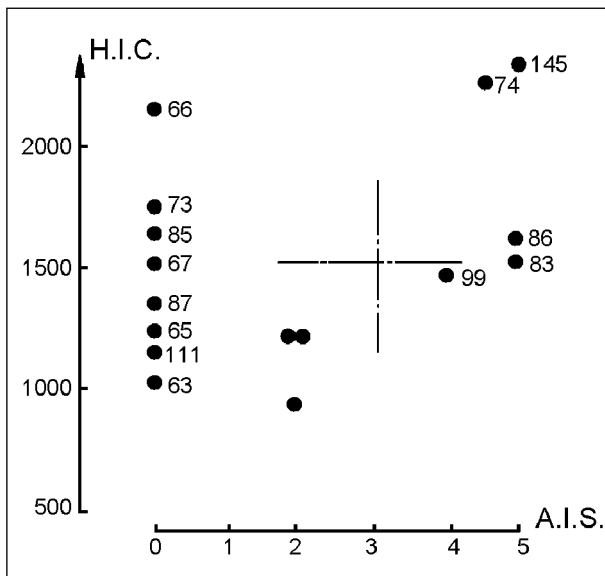


Bild 3.2: Zusammenhang von HIC und AIS (Kopfseitenanprall)

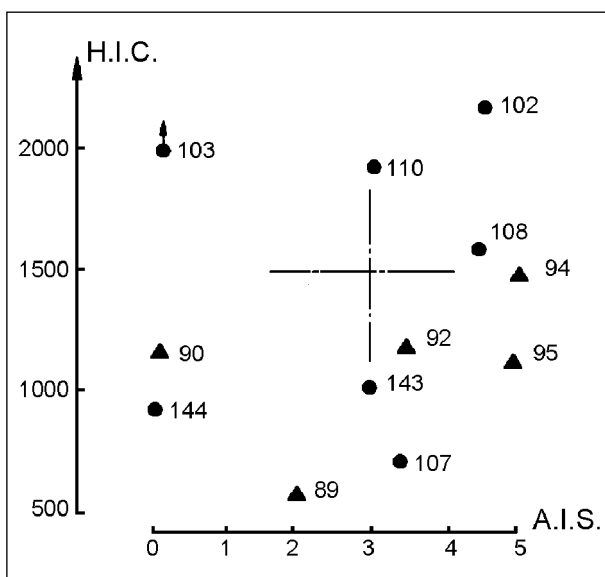


Bild 3.3: Zusammenhang von HIC und (Kopfseitenanprall) AIS (Stirnanprall und Gesichtsanprall)

Zusammenhänge zwischen HIC-Werten und Verletzungsschwere (AIS) bei Seiten- und Frontal-Kopf-anprallen zeigen die Bilder 3.2 und 3.3. Beim Kopf-anprall seitlich (Bild 3.2) wurden schwere Kopfverletzungen (AIS größer oder gleich 3) ab HIC-Werten knapp unter 1.500 beobachtet. Beim Auftreffen mit Stirn oder Gesicht kam es schon bei HIC-Werten ab 650 zu Verletzungen bei AIS größer oder gleich 3.

Die gemessenen Anprallkräfte variieren zwischen 300 und 1.690 daN. Diese hängen von der Fallhöhe, der Kopfaufreffneigung und der Auftrefffläche ab.

Tabelle 3.2 zeigt eine Auflistung der mechanischen Einwirkung und der Verletzungen von 37 Fallversuchen mit Helm und Auftreffen auf die gepolsterte Fläche.

### 3.1.2 Impaktorversuche

NAHUM et al. (1976) berichten über zehn Impaktor-Untersuchungen, bei denen der Kopf der Leiche frontal am Stirnbein belastet worden ist. Bei allen Untersuchungen wurde der Blutkreislauf des Gehirngefäßsystems simuliert. Die Masse des Impaktors lag bei 5 kg; die Anprallgeschwindigkeit variierte zwischen 3,6 und 9,6 m/s. Die Anprallfläche war für jeden Anprall mit Material unterschiedlicher Dichte und Steifigkeit bedeckt. Es wurden die Impaktorkraft bzw. die Impaktorbeschleunigung und zweiaxiale Beschleunigungen am Schädel gemessen.

Die Anprallkraft lag zwischen 286 und 1.200 daN, das Maximum der resultierenden Kopfbeschleunigung zwischen 43 und 320 g, die HIC-Werte zwischen 31 und 1.507. Bei diesen mechanischen Einwirkungen kam es zu keinen bis schweren Hirnverletzungen (AIS 3).

Eine Auflistung der mechanischen Einwirkung und der beobachteten Verletzungen für jeden Versuch zeigen die Tabellen 3.1 und 3.3.

Test-Nr.	Anprallgeschw. (m/s)	max. Anprallkraft (daN)	max. res. Kopfbeschleunigung (g)	HIC	AIS
01	6,3	773	191	627	1
02	7,3	1 197	321	1.507	3
03	9,6	686	213	366	0
04	7,0	877	232	845	0
05	4,6	591	120	251	0
06	3,8	286	43	31	0
07	6,2	871	270	1.316	2
08	3,6	1.041	290	657	3
09	7,2	1.005	173	624	0
10	7,2	1.083	276	1.443	3

Tab. 3.1: Mechanische Einwirkung und Verletzungsschwere bei zehn Kopfanprallen (NAHUM et al., 1976)

Test No.	Fallhöhe [m]	Fallwinkel [Grad]	Anprallstelle	Resultierende Beschleunigung [g]								HIC	Verletzungen	AIS
				Frontseite		R. Seite		L. Seite		occipital				
				max	3 ms	max	3.ms	max	3 ms	max	3 ms			
01	1,83	32	seitlich li.	> 150	> 103	382	152	-	-	198	110	1.000	keine	0
02	1,83	36	seitlich li.	165	≈ 110	211	165	-	-	145	140	900	leichte Gehirnverletzungen	2
03	1,83	30	seitlich li.	175	130	230	157	-	-	-	-	1.250	leichte Gehirnverletzungen	0
04	1,83	25	seitlich li.	240	167	260	200	-	-	-	-	2.100	keine	0
05	1,83	26	seitlich li.	210	152	415	200	-	-	180	132	500	keine Gehirnverletzungen, Wirbelfraktur C1	3
06	1,83	35	seitlich li.	-	-	-	-	-	-	-	-	>7.000	Schädelfraktur	3
07	2,50	38	seitlich li.	160	145	204	180	-	-	132	105	1.200	keine	0
08	2,50	20	seitlich li.	240	172	341	230	-	-	222	180	1.750	keine	0
09	2,50	44	seitlich li.	459	136	387	140	-	-	-	-	-	Hirnstamm und Isthmus Verletz.	4/5
10	2,50	27	seitlich li.	580	≈ 200	538	157	-	-	700	-	5 000	Hirnstamm und Corpus callosum Verletz.	5
11	3,00	38	seitlich li.	216	154	300	150	-	-	254	157	1.500	Hirnverletz.: re. Frontallappen, Hirnstamm	4/5
12	3,00	30	seitlich li.	350	172	217	130	-	-	285	228	1.640	keine	0
13	3,00	36	seitlich li.	270	172	303	180	-	-	258	175	1.600	Gehirn: Verl. der Pons u. der Großh.-Schenkel unten Rindenkontusion frontal	5
14	3,00	36	seitlich li.	251	≈ 210	233	≈ 175	-	-	172	145	1.350	keine	0
15	1,83	15	frontal	-	-	128	≈ 106	145	92	132	≈ 100	565	Gehirn: zahlreiche Gefäßrupturen des Hirnstammes, Nasenbeinbruch	5
16	2,50	20	frontal	-	-	150	≈ 80	96	≈ 105	145	≈ 74	540	Gehirn: corpus callosum, Lefort I, II, III-Frakt.	2/3
17	2,50	16	frontal	-	-	169	135	144	110	188	125	1.185	Schädel: Lefort I, II-Frakturen	3
18	2,50	13	frontal	-	-	256	150	243	120	232	110	1.480	Schädel: Lefort II-Fraktur	3
19	2,50	0	frontal	-	-	176	109	221	124	180	150	1.200	Gehirn: leichte Gefäßverl. in der Pons, Lefort I, II, III, Kieferfraktur	3/4
20	300	13	frontal	-	-	130	110	165	107	193	113	1.500	Gehirn: zahlreiche Gefäßrupturen im Hirnstamm, Oberkiefer: Fraktur Maxilla und Nase	5
21	300	15	frontal	-	-	185	125	185	130	325	127	1.150	Gehirn: zahlreiche Gefäßrupturen im Hirnstamm, Rindenkontusion, Fraktur Kiefer	5
22	2,50	22	seitlich li.	292	140	170	125	-	-	-	-	1.400	Gehirn: leichte Gefäßverletzungen in der Pons	4/5
23	2,50	37	seitlich li.	353	136	352	150	-	-	-	-	1.700	keine	0
24	3,00	2	frontal	-	-	400	150	-	-	367	200	2.200	Hirnstamm: Blutung Haematom	5
25	3,00	0	frontal	-	-	401	180	-	-	361	140	2.000	Halswirbelsäule: Fraktur C6	3
26	3,00	0	frontal	-	-	170	116	-	-	195	147	700	Gehirn: leichtes Haematom in der Pons	3/4
27	3,00	0	frontal	-	-	256	150	-	-	346	170	1.600	Gehirn: leichtes Haematom am Hirnstamm	5
28	3,00	5	frontal	-	-	265	205	-	-	238	160	1.200	keine	0
29	3,00	0	frontal	-	-	282	110	-	-	334	126	1.950	frontale Hirnkontusion, Wirbelfraktur C6	3
30	2,50	29	seitlich li.	153	88	186	120	-	-	130	126	1.150	keine	0
31	3,00	10	frontal	-	-	174	145	-	-	158	136	-	keine	0
32	3,00	12	frontal	-	-	405	280	-	-	445	350	-	keine	0
33	3,00	10	frontal	-	-	130	118	-	-	275	175	1.000	Hirnstamm, Bandscheiben C5/C6 C6/C7	3
34	3,00	11	frontal	-	-	126	117	-	-	167	151	(900)	keine	0
35	3,00	18	seitlich li.	216	178	230	175	-	-	-	-	(2.000)	Gehirn: zahlreiche Haematome in der Pons	5
36	3,00	28	seitlich li.	166	140	200	165	-	-	149	130	1.200	Hirnrindenprellungen li.	2/3
37	3,00	35	Seitlich li.	149	129	183	157	-	-	116	101	800	Hirnstamm: Blutungen, vorwiegend in der Pons	5

Tab. 3.2: Mechanische Einwirkung und Verletzungen des Kopfes bzw. der Halswirbelsäule bei Fallversuchen (GOT et al., 1987)

Test-Nr.	Verletzungen	AIS
01	Subarachnoidale Blutung an der Spitze des hinteren Poles des linken Occipitallappens. Periventriculäre Blutung in dem rechten corpus callosum nahe dem Ventrikel.	1
02	Ruptur der Verbindungsvene, die in die rechte Seite des oberen sagittalen Sinus führt. Subarachnoidale Blutung über die Konvexität der rechten Hirnhemisphäre, Blutungen an dem rechten vorderen Balkenknie, dem rechten Putamen, der lateralen rechten frontalen Scheitelrinde und dem vorderen Teil des rechten Thalamus. Kontusion an der unteren seitlichen Partie der orbitalen Oberfläche des rechten Frontallappens. Riss der Corona radiata, die sich von dem Frontallappen zu dem hinteren Temporallappen ausdehnt.	3
03	Keine Verletzungen	0
04	Keine Verletzungen	0
05	Keine Verletzungen	0
06	Keine Verletzungen	0
07	Subpiale Blutung über den rechten und linken Frontallappen unterhalb der Stoßseite. Diffuse subarachnoidale und manche subpiale Blutungen am Hirnstamm und eine weniger ausgedehnte über den medialen Anteil und der Basis des temporalen Lappens.	2
08	Diffuse petechiale-subpiale Blutung an der linken Basis des frontalen Lappens. Petechiale Blutung durch den linken Frontallappen in seinem mittleren Teil. Kontusionsflächen im Bereich des linken Nucleus caudatus, Globus pallidus und uncus. Kontusion der weißen Substanz des occipitalen Lappens, von der rechten temporalen zu der parieto-occipitalen Region zunehmend.	3
09	Keine Verletzungen	0
10	Subpiale Blutung der medialen Spitze des Frontallappens, sich unter die hemisphärische Fissur ausdehnend und ist auf beiden Seiten der medialen Hemisphäre vorhanden. Subpiale Blutung in den rechten mittleren temporalen Lappen am Übergang der unteren und mittleren Gehirnwandung. Subpiale Blutung über den rechten Occipital-Pol.	3

Tab. 3.3: Verletzungen mit Verletzungsschwere bei zehn Kopfanprallen (NAHUM et al., 1976)

Test-Nr.	Impaktormasse (kg)	Impaktorgeschw. (m/s)	Max. Anprallkraft (daN)	max. res. Kopfbeschl. (g)	HIC	AIS
01	5,4	8,8	778	230	923	1
02	5,6	9,9	790	200	444	0
03	5,3	9,6	1.080	242	980	2
04	23,1	12,8	1.484	390	3.765	2
05	5,2	13,0	520	159	703	0
06	5,2	13,0	1.059	223	804	0
07	5,2	4,4	653	152	551	2
08	5,2	8,4	1.084	234	820	0

**Tab. 3.4:** Mechanische Einwirkung und Verletzungsschwere bei acht Kopfanprallen (NAHUM et al., 1976)

Test-Nr.	Anprallgeschw. (m/s)	Anprallkraft (daN)	max. res. Kopfbeschl. (g)	max. res. Rotationsbeschl. (rad/s <sup>2</sup> )	AIS
01	6,0	664	191	9.570	4
02	5,9	770	209	6.650	3
03	6,1	683	162	7.890	3
04	6,3	1.460	515	14.620	2
05	5,5	756	161	8.620	4
06	6,0	482	125	5.000	4
07	7,0	465	179	8.420	0
08	6,2	421	138	6.650	2
09	6,8	959	532	37.550	5
10	7,2	715	262	22.810	5
11	6,6	438	141	5.450	0
12	8,8	536	230	6.500	4
13	6,3	1.300	237	10.240	4
14	8,0	539	208	8.930	0
15	6,4	961	360	13.620	4

**Tab. 3.5:** Mechanische Einwirkung und Verletzungsschwere bei 15 Kopfanprallen (STALNAKER et al., 1977)

Unter gleichen Belastungsbedingungen wurden weitere acht Frontal-Stöße gegen die Stirn durchgeführt. Die Ergebnisse dienen der Entwicklung eines dreidimensionalen Finite-Elemente-Modells des Gehirns (NAHUM et al., 1977). Bei der Versuchsserie lag die Impaktormasse zwischen 5,2 und 23 kg, die Anprallgeschwindigkeit zwischen 4,4 m/s und 13 m/s. Daraus resultierten Anprallkräfte-Maxima zwischen 520 und 1484 daN. Unter diesen Eingangsgrößen wurden Maxima der resultierenden Kopfbeschleunigung zwischen 152 g und 390 g gemessen; die entsprechenden HIC-Werte lagen zwischen 551 und 3.765.

In vier Fällen wurden keine Gehirnverletzungen beobachtet. In einem Fall kam es zu einer AIS-Verletzungsschwere von 1; dies bedeutet „subarachnoidale Blutung“ von weniger als einer Hälfte der Gehirnoberfläche und/oder petechiale „Kontusion“ begrenzt an einen Lappen. Bei drei Untersuchungen wurde eine AIS-Verletzungsschwere von 2 festgestellt; dies bedeutet, „subarachnoidale Blutung“ über das Meiste der Gehirnoberfläche und/oder

„Kontusion“ in zwei Lappen und/oder kleine „Kontusion“ des Hirnstamms, nicht im zentralen Bereich.

Eine Übersicht der Eingangsgrößen und der mechanischen Einwirkung am Schädel bzw. Verletzungsschwere gibt Tabelle 3.4.

STALNAKER et al. (1977) berichten über Kopfstöße an 15 Leichen. Bei jeweils fünf Tests ist der Kopf der Leiche frontal, lateral und occipital mit einem pneumatisch betriebenen Impaktor angestoßen worden. Die Anprallfläche war eine Scheibe mit 15,2 cm Durchmesser, die vorwiegend mit 2,5 cm Polster (Ensolite) bedeckt war. Die Impaktormasse betrug 10 kg, die Anprallgeschwindigkeit lag zwischen 5,5 und 8,8 m/s. Am Impaktor wurde die Anprallkraft gemessen, der Kopf war mit 3 x 3 Beschleunigungsaufnehmern instrumentiert, wobei durch Einsatz von einer 3-D-Analyse lineare Beschleunigungen und Rotationsbeschleunigungen berechnet wurden; darüber hinaus wurde der intracranielle Druck gemessen. In elf der 15 Untersuchungen wurde eine Blutdrucksimulation der Gehirngefäße vorgenommen, dabei soll diese in vier Fällen gelungen sein, in sieben Fällen war die Füllung nicht befriedigend.

Die Maxima der Impaktor-Kräfte lagen zwischen 4,3 kN (gepolstert) und 14,6 kN (harter Anprall). Die entsprechenden Maxima der resultierenden linearen Kopf-Beschleunigung betragen 124 bis 532 g, die der resultierenden Rotationsbeschleunigung zwischen 5.000 und 38.000 rad/s<sup>2</sup>.

Bei diesen mechanischen Einwirkungen wurde keine Schädelfraktur hervorgerufen, allerdings fanden sich in den meisten Fällen oberflächliche Hämatome durch Risse von intracraniellen Blutgefäßen, mit Verletzungsschweren im Bereich AIS 2 bis AIS 4. Die mechanischen Einwirkungen und Verletzungen für jeden Versuch gibt Tabelle 3.5 wieder. In Tabelle 3.6 sind Kurzfassungen der Verletzungen mit der AIS-Verletzungsschwere aufgelistet.

NUSHOLTZ et al. (1984) haben den Kopf von neun Leichen unter Blutdrucksimulation belastet. Die Belastung erfolgte mit einem durch Pressluft beschleunigten 25 kg oder 65 kg schweren Impaktor. Als Stoßfläche diente eine 15 cm im Durchmesser messende Scheibe, die mit 0,5 bis 0,7 cm dickem Polstermaterial bedeckt war. Der Stoß erfolgte frontal bei einer Anprallgeschwindigkeit von 2 bis 7,5 m/s. Bei einem Teil der Tests wurde der Kopf bis zu viermal belastet. Am Impaktor wurde die Anprallkraft gemessen; am Kopf der Leiche war ein Neun-Accelerometer-Paket zur Berechnung der li-

Test-Nr.	Verletzungen	AIS
01	Subarachnoidalblutung am rechten frontalen temporalen und mittlerem rechten parietalen Lappen	4
02	Contrecoup-Verletzung (rechter Occipital-Lappen)	3
03	Epidurale Blutung in der mittleren sagittalen Ebene, Blutung im mittleren linken parietalen Lappen	3
04	Tiefe Stirnwunde, keine sichtbaren Hirnverletzungen	2
05	Subdurale Blutung im linken frontalen und linken occipitalen Lappen	4
06	Subarachnoidale Blutung im linken frontalen Lappen, Blutungen im linken und rechten mittleren parietalen Lappen	4
07	Keine Verletzungen	0
08	Diffuse subarachnoidale Blutung im linken und mittleren rechten parietalen Lappen	2
09	Multiple Frakturen des temporalen Knochens im Ohrkanal, Blutung im rechten frontalen Lappen, diffuse subdurale Blutung in der linken vorderen Spitze des Temporallappens, Blutung im Kleinhirn	5
10	Multiple Frakturen des temporalen Knochens, einfache Fraktur links seitlich des occipitalen Knochens, diffuse subarachnoidale Blutung über das Gesamtgehirn	5
11	Keine Verletzungen	0
12	Subarachnoidale Blutung in den rechten und linken hinteren parietalen Lappen, Blutung rechts temporal, parietal und im Kleinhirn	4
13	Blutung in den rechten und linken Frontallappen, diffuse subarachnoidale Blutung über das Gesamtgehirn	4
14	Keine Verletzungen	0
15	Einfache Fraktur des occipitalen Knochens, Blutung im rechten frontalen Lappen, diffuse subarachnoidale Blutung über der rechten Seite des Gehirnes	4

Tab. 3.6: Verletzungen mit Verletzungsschwere bei 15 Kopfanprallen (STALNAKER et al., 1977)

Test-Nr.	Anprallgeschw. (m/s)	Anprallkraft (daN)	max. res. Kopfbeschl. (g)	max. res. Rotationsbeschl. (rad/s <sup>2</sup> )	Verletzungen	AIS
1	5	910	450	42.000	Subarachn. Haemat., Frontallappen und d. Basis des occ. Lappens	4
2	5,2	840	144	7.500	Subarachn. Haematoma am rechten Frontallappen, Haematoma im zentralen Bereich des linken Frontallappens	5
3	7	960	190	7.250		
4	6,4	960	180	7.000	Subarachn. Haematoma am rechten Frontallappen und im Parietallappen	5
5	7,5	1.020	180	8.000		
6	6,5	900	170	6.000	keine Verletzungen	0
7	6,5	960	160	7.500		
8	3,8	960	135	7.500	keine Verletzungen	0
9	3,5	410	100	7.000		
10		180			keine Verletzungen	0
11	4,5	320	56	5.600		
12	4,5	240	42	3.900	Subarachn. Haematoma am Frontallappen und am rechten Parietallappen	4
13	4,5	750	158	20.000		
14	3,8	750	120	16.000		
15	2,6	260	35	9.000	Subarachn. Haematoma am linken und rechten Frontallappen	4
16	2	800	220	25.000	Schädelfraktur	
17	3,8	84	25	840		
18	5	480	84	3.750	keine Verletzungen	0

Tab. 3.7: Mechanische Einwirkung und Verletzungen bei 18 Kopfanprallen (NUSHOLTZ et al., 1984)

nearen Beschleunigungen und der Rotationsbeschleunigung fixiert. Am Kopf wurde zusätzlich der epidurale Druck an der stoßfernen Seite gemessen. Insgesamt wurden 18 Tests durchgeführt.

Die Anprallkraft variierte zwischen 84 und 1.020 daN. Die lineare resultierende Beschleunigung lag zwischen 25 und 450 g, die resultierende Rotati-

onsbeschleunigung zwischen 840 und 42.000 rad/s<sup>2</sup>. Der an der Gegenstoßseite gemessene epidurale negative Druck lag zwischen -8 und -62 kPa.

Eine Auflistung der mechanischen Einwirkung und der beobachteten Verletzungen für jeden Versuch enthält Tabelle 3.7.

### 3.1.3 Schutzkriterien

Nach der US-Vorschrift US/FMVSS 208 darf bei einer Pkw-Frontalkollision mit 30 mph (48 km/h) gegen eine unnachgiebige Wand die resultierende Beschleunigung im Schwerpunkt des Dummykopfes nur so groß werden, dass das HIC den Wert 1.000 nicht überschreitet.

Nach der EC-Vorschrift ECE-R 94, Anprall mit 56 km/h gegen eine deformierbare Barriere und 40 % Überdeckung der Fahrzeugfront, darf das HIC den Wert 1.000 und die Kopfbeschleunigung 80 g während mehr als 3 ms nicht überschreiten.

Head Injury Criterion (HIC)

$$HIC = \left\{ \left[ \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \right\}_{\max}$$

wobei gilt: a: resultierende Beschleunigung im Kopfschwerpunkt

$$t_2 - t_1 \leq 36 \text{ ms}$$

## 3.2 Halswirbelsäule

Die Halswirbelsäule wird beim Verkehrsunfall indirekt durch Kopfanprall, z. B. gegen die Motorhaube, die Windschutzscheibe oder den A-Pfosten belastet. Dabei kann eine Kompressions-, Biege- (Flexion, Extension) oder Torsionsbelastung stattfinden. In der Literatur über Fußgängerunfallsimulationen mit Leichen wurden außer in einer eigenen Arbeit (KALLIERIS et al., 1991) keine Verletzungen der Halswirbelsäule beschrieben. Um traumatomechanische Daten der HWS zu erhalten, wurde die Datei der STAPP Car Crash Conference Proceedings (1966-1996) nach HWS-Verletzungen abgefragt. Nachfolgend wird über mechanische Einwirkung auf die Halswirbelsäule und daraus resultierende Verletzungen berichtet.

ALEM et al. (1984) haben Axialbelastungen von Kopf und Halswirbelsäule durchgeführt, indem sie den Kopf von 19 Leichen auf dem Scheitelbereich mit einem 10 kg schweren, meist gepolsterten Impaktor und einer Geschwindigkeit zwischen 7 und 11 m/s belasteten. Die auf den Kopf-Scheitel-Bereich einwirkende Kontaktkraft, die auf die Halswirbelsäule axial übertragen wurde, lag zwischen 3 und 17 kN; die HIC-Werte variierten zwischen 61 und 1.031, die Maxima der linearen Beschleunigung am Kopf zwischen 45 und 160 g und die Rotationsbeschleunigung des Kopfes lag ebenfalls zwischen 1.150 und 8.100 rad/sec<sup>2</sup>. Das Beschleunigungsmaximum am ersten thorakalen Wirbel betrug 12 bis 226 g. In dieser Belastungsserie wurden in 20 % der Fälle Schädel- und Schädelbasisfrakturen, in 80 % der Fälle Verletzungen der Halswirbelsäule und der Brustwirbelsäule bis zum dritten thorakalen Wirbel beobachtet. Es handelt sich dabei um einfache bis dislozierte Kompressionsbrüche von Wirbelkörpern und Dornfortsätzen, ferner um Einrisse von Bandscheiben und diversen Bändern.

Zu Verletzungen der Halswirbelsäule kam es ab einer Kontaktkraft von 3 kN, einem HIC-Wert von 61, einer linearen Kopfbeschleunigung von 45 g und einer Rotationsbeschleunigung von 1.400 rad/sec<sup>2</sup>. Die Verletzungsschwere der Halswirbelsäule lag zwischen AIS 2 und AIS 3.

Ähnliche Belastungen führten auch NUSHOLTZ et al. (1983) mit acht Leichen durch, indem sie den Körper mit dem Kopf/Scheitel-Bereich voraus aus einer Höhe zwischen 10 und 150 cm bei unterschiedlicher Kopfneigung auf eine Platte fallen ließen. Die Platte war gepolstert, es wurden Kräfte und Beschleunigungen gemessen. Die Maxima der Anprallkräfte betrug 0,3 kN und 11 kN. Die Maxima der linearen Kopfbeschleunigung lagen zwischen 10 und 340 g, die Maxima der Kopfrota-tionsbeschleunigung variierten zwischen 124 und 10.000 rad/sec<sup>2</sup>. Die beobachteten Verletzungen wurden nach folgenden Belastungsarten klassifiziert:

1. Extension – Kompression,
2. Flexion – Kompression,
3. Axialbelastung.

1. Extension – Kompression,
2. Flexion – Kompression,
3. Axialbelastung.

Es wurden nur Verletzungen der Halswirbelsäule beobachtet; sie entstanden ab einer Belastung des Scheitelbereiches von 3,2 kN, einem HIC-Wert von 210, einer Kopfbeschleunigung von 110 g und einer Rotationsbeschleunigung von 5.400 rad/sec<sup>2</sup>. Die Verletzungsschwere der Halswirbelsäule lag zwischen AIS 2 und AIS 3.

Es wurden Bandscheibenrisse, Frakturen von Wirbelkörpern, Dornfortsatzfrakturen, Querfortsatzfrakturen, Zerreißen des vorderen Längsbandes und der Ligamenta flava festgestellt. Die Verletzungsarten unterscheiden sich nicht wesentlich unter den oben genannten Belastungsarten.

PINTAR et al. (1990, 1995) führten ebenfalls Anprallversuche mit einem Fallimpaktor an isolierten Kopf/HWS-Präparaten (Haut und Muskulatur wa-

ren entfernt) gegen den Scheitelbereich und die Halswirbelsäule durch, die im unteren Bereich auf einer mit Sensoren versehenen Platte fixiert waren. Die Aufprallgeschwindigkeit lag zwischen 2,5 bis 8 m/s, es wurden insgesamt 27 Belastungen mit Kopf-Halswirbelsäulenpräparaten durchgeführt. Die Bruchbelastungen lagen zwischen 0,7 und 6,4 kN. Es kam immer zu Frakturen der Wirbelkörper (einfache bis dislozierte) bzw. der Dornfortsätze und zu Bänderrupturen. Die Verletzungsschwere wurde zwischen leicht (AIS 1) und schwer (AIS 4) eingestuft. Bei einer Belastung von 0,7 kN kam es bereits zu Wirbelkörperfrakturen (AIS 2).

### 3.2.1 Verletzungsgrenzwerte der Halswirbelsäule

Für Schutzkriterien der Halswirbelsäule beim Verkehrsunfall gibt es bisher keine Vorschriften, sondern nur Empfehlungen. Verletzungsschwellen der Halswirbelsäule wurden von MELVIN (1985) angegeben (siehe Tabelle 3.8). Die Untersuchungen wurden mit Freiwilligen und Leichen durchgeführt. Bei einem beobachteten Biegemoment von 190 Nm in Höhe der Okzipitalkondylen bei der Frontalflexion werden keine Band-, Bandscheiben- oder Knochenverletzungen an der Halswirbelsäule erwartet, Muskelverletzungen sind allerdings nicht auszuschließen (MERTZ und PATRICK, 1971). Ab einem Biegemoment von 57 Nm wird bei der Rückwärtsbeugung ein ligamentärer Schaden erwartet.

### 3.2.2 Rotationsbeschleunigungen

Neben der linearen wird auch die Rotationsbeschleunigung als Verletzungskriterium für Gehirn und Halswirbelsäule vorgeschlagen. Die Erkenntnisse wurden auf Grund von experimentellen Untersuchungen mit Tieren, Leichen und Freiwilligen gewonnen. Diese Vorschläge sind allerdings noch nicht in einem Grenzwert als Schutzkriterium vorgeschrieben. Tabelle 3.9 gibt eine Zusammenfassung der vorgeschlagenen Toleranzgrenzen für die Rotationsgeschwindigkeit und Rotationsbeschleunigung bei der Untersuchung verschiedener Testobjekte. Diese Toleranzgrenzen sind sowohl für das Gehirn als auch für die Halswirbelsäule anwendbar.

## 3.3 Thorax

### 3.3.1 Beschleunigung

Die mechanische Einwirkung auf das Thoraxskelett lässt sich messtechnisch erfassen. Die Messung,

wie auch die Erzeugung von Organverletzungen, ist wegen des fehlenden Blutdruckes bei der Leiche allerdings schwieriger.

Die Installation von Beschleunigungsaufnehmern bei Freiwilligen an der Peripherie sowie bei Leichen direkt am Knochen ist technisch unproblematisch. Über erste Ergebnisse berichtet STAPP (1970). MERTZ und GADD (1971) berichteten über Fallversuche mit einem Sportler, wobei die Beschleunigung am Sternum triaxial gemessen wurde. Der Freiwillige tolerierte eine resultierende Beschleunigung von 49,2 g ohne jegliche Beschwerden. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass eine Beschleunigung von 60 g bei einer Impulsdauer von weniger als 100 ms nur mit einem geeigneten Rückhaltesystem tolerierbar sei. Sie vertraten die Meinung, dass die Verletzung der Thoraxorgane durch Kompression erfolgt und eine Kompressionsgrenze geeigneter wäre als eine Beschleunigungsgrenze.

	Kopf – HWS Übergang	HWS – BWS Übergang
<b>Biegemoment</b>		
Vorwärtsbeugung	190 Nm	380 Nm
Rückwärtsbeugung	57 Nm	114 Nm
Seitwärtsbeugung	zwischen 57 Nm – 190 Nm	zwischen 114 Nm – 380 Nm
<b>Kraft</b>		
Dauer > 45 ms	1,1 kN	1,1 kN
Dauer < 45 ms		
Zugkraft	3,3 kN bei 1 ms	3,3 kN bei 1 ms
Kompressionskraft	4,0 kN bei 1 ms	4,0 kN bei 1 ms
Scherkraft	3,1 kN bei 1 ms	3,1 kN bei 1 ms

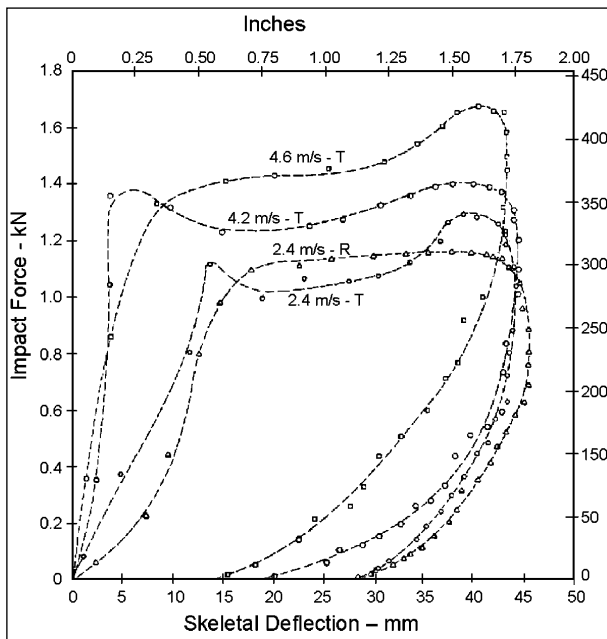
Tab. 3.8: Verletzungsschwellen der Halswirbelsäule (MELVIN, 1985, MERTZ und PATRICK, 1971)

Referenz	Untersuchungen an	Vorgeschlagene Grenzen
OMMAYA, 1967	Affen	7.500 rad/s <sup>2</sup>
OMMAYA, 1971	Affen	1.800 rad/s <sup>2</sup> und 60-70 rad/s
LOEWENHIELM, 1975	Leichen, mathe- matische Modelle	4 500 rad/s <sup>2</sup> und 50-70 rad/s
EWING, 1975	Freiwillige	1.700 rad/s <sup>2</sup> und 32 rad/s
A.P.R., 1988	Freiwillige Boxer	16.000 rad/s <sup>2</sup> und 25 rad/s 13.600 rad/s <sup>2</sup> und 48 rad/s

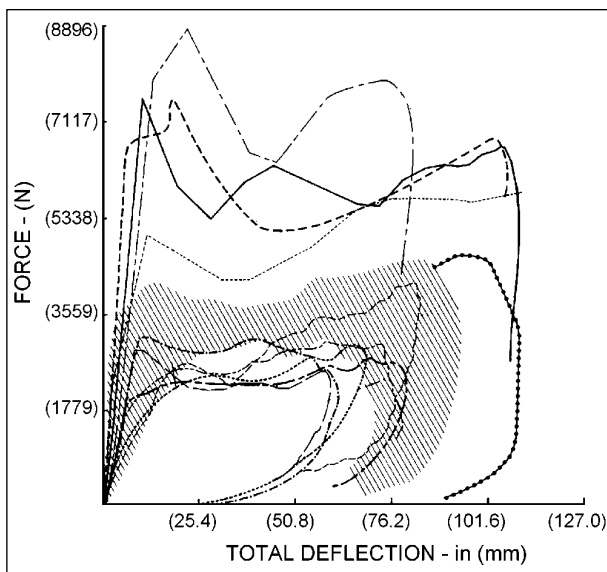
Tab. 3.9: Vorgeschlagene Toleranzgrenzen von verschiedenen Versuchsobjekten unter Einbeziehung der Rotationsbeschleunigung und Rotationsgeschwindigkeit des Kopfes (PINCEMAILLE et al., 1989)

**3.3.2 Deformation**

Das Verhalten des Thorax wurde bei der Frontalkollision am meisten untersucht. Zunächst erfolgte die Belastung des Thorax von Freiwilligen mit einem Impaktor; diese Untersuchungen stammen aus der Zeit, als die meisten Frontinsassen nicht angegurtet waren. Es wurden Thoraxfrontbelastungen mit einer gepolsterten Scheibe von 150 mm Durchmesser und einer Aufprallmasse des Stoßkörpers von 10 kg bei einer Anprallgeschwindigkeit



**Bild 3.4:** Kraft-Deformationsverlauf des Thorax in x-Richtung bei Freiwilligen (PATRICK, 1981)



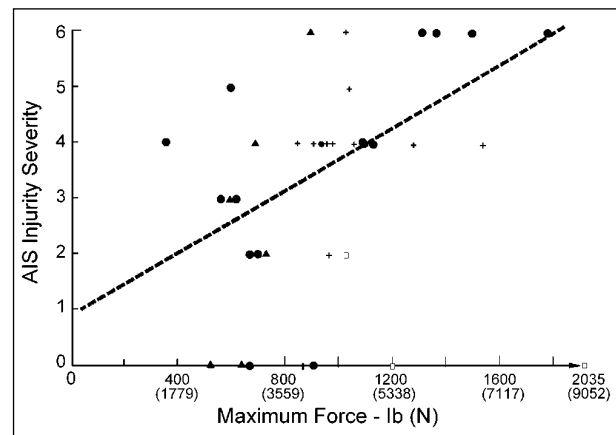
**Bild 3.5:** Kraft-Deformationsverlauf des Thorax in x-Richtung (Impaktormasse: 23 kg, Anstoßgeschwindigkeit: 4,3 bis 10,2 m/s, KROELL et al., 1971, 1974)

von 2,4 und 4,6 m/s durchgeführt (PATRICK, 1981). Der Stoßvorgang wurde zeitlich mit einem Hochgeschwindigkeitsfilm dokumentiert. Aus der Stoßkraft und der Analyse des Hochgeschwindigkeitsfilms wurden Kraft- und Deformationsverläufe erstellt, ein Beispiel wird in Bild 3.4 gezeigt. Die Kräfte maxima liegen zwischen 1,15 und 1,70 kN, die Deformationsmaxima liegen zwischen 43 mm und 45 mm; dabei entstanden keine Verletzungen. Diese mechanischen Einwirkungen können als Schmerzgrenzen bezeichnet werden.

Die Toleranzgrenzen von Fahrzeuginsassen enthalten auch Verletzungen, die nicht lebensgefährlich sind. Diese Verletzungen dürfen allerdings experimentell nicht bei Freiwilligen erzeugt werden, sondern nur bei Leichen. Mit diesem Ziel haben KROELL et al. (1971, 1974) mit einem gleichartigen Impaktor wie PATRICK, jedoch unter schwereren Aufprallbedingungen, den Thorax im sternalen Bereich frontal belastet. Es wurden Leichen im Altersbereich zwischen 46 und 76 Jahren untersucht, die Aufprallgeschwindigkeit betrug 4 bis 13 m/s; die Impaktormasse variierte zwischen 1,6 und 23 kg.

Bild 3.5 zeigt ein Beispiel von Kraft-Deformationsverläufen bei einer Impaktormasse von 23 kg und verschiedenen Aufprallgeschwindigkeiten. Die am höchsten gemessenen Kräfte betragen 9 kN, die am höchsten ermittelten Deformationen betragen 110 mm. Die Leichen erfuhren bei diesen Belastungsbedingungen einzelne bis multiple Rippenfrakturen mit Organverletzungen.

Aus der großen Zahl der durchgeführten Untersuchungen und den somit gewonnenen Erkenntnisse wurde ein Zusammenhang zwischen Belastungen und Verletzungsschwere (AIS) erstellt, Bild 3.6.



**Bild 3.6:** Korrelation zwischen Thoraxverletzungsschwere und Thoraxbelastung (KROELL et al., 1975)

NEATHERY et al. (1975) haben festgestellt, dass die Thoraxdeformation eine gute Korrelation mit der Thoraxverletzungsschwere bei der stumpfen frontalen Belastung zeigt. Die Bestimmung der Deformation erfolgte vom Hochgeschwindigkeitsfilm, wie auch von PATRICK (1981) und KROELL et al., (1971), (1974) bereits berichtet. Nachteil für eine Vorschreibung eines Thoraxdeformations-Kriteriums war die Schwierigkeit einer elektronischen Messung bei der Leiche zur Ermittlung einer derartigen Größe. Dies war jedoch ab 1989 möglich, nachdem das U.S.-Verkehrsministerium (EPPINGER, 1989) ein Messverfahren, das so genannte Brustband, zur Darstellung der Thoraxkontur in der x-y-Ebene bei der Frontalkollision vorstellte, wenn der Insasse mit einem 3-Punkt-Gurt oder Airbag bzw. mit der Kombination beider Systeme geschützt ist. An diesen Untersuchungen war auch das Institut für Rechtsmedizin an der Universität Heidelberg beteiligt.

In Tabelle 3.10 sind Thoraxbeschleunigungen, Deformationen und VC-Werte (VC = Viscous Criterion) sowie die thorakale Verletzungsschwere nach AIS bei 14 mit Dreipunktgurt sowie Airbag geschützten Leichen nach KALLIERIS et al. (1997) zusammengestellt.

### 3.3.3 Schutzkriterien

Nach der US-Vorschrift FMVSS 208 gelten für den mit Rückhaltesystem geschützten Dummy bei der 30-mph-(48 km/h)-Frontalkollision gegen eine unnachgiebige Barriere die folgenden Schutzkriterien:

- Die resultierende Beschleunigung im Schwerpunkt des Brustkorbes darf den Wert von 60 g für eine Dauer von mehr als 3 ms nicht überschreiten.
- Die Thoraxdeformation darf den Wert 7,5 cm nicht überschreiten

Die europäische Vorschrift ECE-R 94 schreibt bei einer Frontalkollision folgende Schutzkriterien vor:

- Viscous Criterion (VC) = 1 m/s (d. h., das VC darf für den Thorax den Wert 1,0 m/s nicht überschreiten)

Das Maximum des VC wird nach folgender Formel bestimmt:

$$VC_{\max} = [V(t) * C(t)]_{\max}$$

mit

V = Thoraxeindrückgeschwindigkeit und

C = Thoraxeindrückung auf Thoraxtiefe normiert (dimensionslos)

- Thoraxeindrückung (C) = 50 mm (d. h. die Thoraxeindrückung darf den Wert 50 mm nicht überschreiten)

### 3.4 Obere Extremitäten

PINTAR et al. (1998) haben 3-Punkt-Biegungsversuche mit den Unterarmen von 18 männlichen und zwölf weiblichen Testobjekten im Alter von 41 bis 89 Jahren (Mittelwert 70 Jahre) durchgeführt. Der

Versuch Nr.	Th1 (g) Res.		Th12 (g) Res.		Deformation (cm)		Viscous Criterion (m/s)		Verletzungsschwere TOAIS
	max.	3 ms	max.	3 ms	4. Rip.	8. Rip.	4. Rip.	8. Rip.	
1	31	28	50	45	7,5	2,7	-	-	0
2	58	35	-	-	5,0	5,0	-	-	2
3	48	45	-	-	-	4,0	-	-	3
4	40	37	32	30	-	3,8	-	0,14	2
5	35	29	49	47	6,0	4,8	0,46	0,30	2
6	38	36	58	49	-	3,2	-	-	0
7	56	51	49	46	2,1	3,8	0,05	0,21	0
8	48	46	52	50	3,5	7,2	0,74	1,48	0
9	34	32	45	42	5,9	7,6	0,26	0,58	2
10	35	32	31	30	5,4	2,4	0,34	0,48	1
11	37	32	30	28	6,8	10,3	0,26	1,1	1
12	30	26	33	30	5,6	7,0	0,20	0,41	2
13	39	36	40	35	6,2	3,0	0,26	0,1	0
14	37	35	42	31	5,9	-	0,35	-	0

Tab. 3.10: Mechanische Einwirkungen und Thorax-Verletzungsschwere bei Frontalkollisionen (KALLIERIS et al., 1997)



Unterarm war in einem Abstand von 19 cm abgestützt, die Belastungsgeschwindigkeiten betragen 3,3 und 7,6 m/s; an der belasteten Stelle waren die

Haut und die Muskulatur vorhanden. Es wurden die Anprallkraft sowie die Abstützkräfte am Ellbogen und Handgelenk gemessen. Tabelle 3.11 zeigt eine

Belastungsparam.	Anprallgeschw.		Geschlecht		Mittelwert
	3,3 m/s	7,6 m/s	männlich	weiblich	
Stoßkraft (kN)	1,86±0,92	2,08±0,81	2,37±0,81	1,38±0,53	1,97±0,86
Ellbogenkraft (kN)	0,94±0,41	0,98±0,32	1,14±0,36	0,70±0,16	0,96±0,37
Hd.-gel.-Kraft (kN)	0,91±0,45	0,97±0,53	1,17±0,44	0,60±0,32	0,96±0,37
Biegemoment (Nm)	89±44	99±39	113±39	66±25	94±41

Tab. 3.11: Zusammenfassung der biomechanischen Daten des Unterarmes (PINTAR et al., 1998)

Test Nummer	Objekt/ Arm	Anterior Dehnung %	Anterior Dehnung/s	Posterior Dehnung %	Posterior Dehnung/s	max. Moment (Nm)	E-Modul (GPa)
1.1	79/rechts	1,14	1,26	-1,09	-1,34	167	21,0
1.2	79/links	1,24	1,33	-1,49	-1,34	177	19,7
1.3	75/rechts	2,21	3,69	-1,22	-2,86	127	29,0
1.4	75/links	2,91	5,48	-1,75	-4,48	153	24,0
1.5	78/rechts	1,25	3,87	-1,09	-3,37	156	22,2
1.6	78/links	2,10	4,57	-1,72	-5,25	170	28,2
1.7	82/rechts	1,14	3,74	-1,20	-3,69	113	31,5
1.8	82/links	1,18	4,74	-1,06	-4,15	139	24,3
1.9	81/rechts	2,65	3,36	-1,17	-4,70	146	21,5
1.10	81/links	-	-	-1,18	-5,12	134	19,3
1.11	80/rechts	1,68	4,76	-1,13	-2,88	216	26,5
1.12	80/links	1,06	3,96	-	-	147	26,3
Mittelwert		1,69	3,70	-1,28	-3,56	154	24,5
Standardabw.		0,67	1,34	0,25	1,36	27	3,9

Tab. 3.12: Zusammengefasste Versuchsergebnisse der dynamischen Biegebelastung des Oberarmknochens (DUMA et al., 1998)

Test	Objekt/ Arm	Speiche			Elle			max. Moment (Nm)	Zeit (ms)
		max. Dehnung %	Zeit (ms)	Dehnungsgeschw. %/s	max. Dehnung %	Zeit (ms)	Dehnungsgeschw. %/s		
2.1	1.013/li.	1,180	4,7	6,78	0,889	5,2	9,94	87	4,9
2.4	84/re.	1,170	8,5	4,40	1,175	8,6	4,84	92	8,7
2.5	58/li.	1,640	7,1	4,10	0,757	7,8	4,30	96	7,5
Mittelwert		1,330	6,8	5,10	0,940	7,2	6,36	92	7,0
Standardabw.		0,270	1,9	1,50	0,214	1,8	3,11	5	1,9

Tab. 3.13: Zusammengefasste Versuchsergebnisse der dynamischen Biegebelastung der Unterarmknochen in Supination (DUMA et al., 1998)

Test	Objekt/ Arm	Speiche			Elle			max. Moment (Nm)	Zeit (ms)
		max. Dehnung %	Zeit (ms)	Dehnungsgeschw. %/s	max. Dehnung %	Zeit (ms)	Dehnungsgeschw. %/s		
2.2	1.013/re.	0,775	4,8	4,50	0,5680	3,0	4,50	69	4,7
2.3	84/li.	1,160	11,5	3,24	0,525	7,9	1,85	82	11,4
2.6	58/re.	1,830	9,2	2,05	0,606	4,0	4,75	74	9,2
2.7	66/re.	1,240	6,5	4,09	0,241	3,7	1,24	48	6,5
2.8	72/re.	1,880	8,9	2,54	0,156	4,5	1,40	83	9,0
2.9	67/re.	0,961	5,3	5,62	0,393	2,5	3,00	58	5,6
2.10	73/re	1,280	8,5	3,45	0,286	4,2	2,17	73	8,6
Mittelwert		1,300	7,8	3,64	0,396	4,3	2,70	70	7,8
Standardabw.		0,380	2,2	1,12	0,162	1,6	1,32	13	2,2

Tab. 3.14: Zusammengefasste Versuchsergebnisse der dynamischen Biegebelastung der unteren Armknochen in Pronation (DUMA et al., 1998)

Zusammenfassung der biomechanischen Daten. Bei den Belastungen entstanden einfache Frakturen bis Splitterfrakturen.

Dreipunkt-Biegebelastungen von Ober- und Unterarmen wurden ferner von DUMA et al. (1998) bei zwölf bzw. zehn weiblichen Testobjekten im Alter von 41 bis 74 Jahren durchgeführt. Die Kraftmessung erfolgte in gleicher Weise wie bei PINTAR et al. (1998), zusätzlich wurden Spannungen (mit Dehnmessstreifen) an Elle und Speiche gemessen. Die Belastungsgeschwindigkeit lag zwischen 1,35 und 4,42 m/s. Auch bei dieser Studie waren an den belasteten Stellen Haut und Muskulatur vorhanden. Die Unterarme wurden bei einem Teil der Versuche in Supinations- und beim anderen in Pronationsstellung belastet. Es wurden Quer-, Schräg- und Dreiecksfrakturen festgestellt. In Tabelle 3.12 sind die Testergebnisse der dynamischen Biegebelastung des Oberarmknochens zusammengefasst. Die Tabellen 3.13 und 3.14 geben die Versuchsergebnisse der dynamischen Unterarmbiegebelastung in Supination und Pronation wieder.

### 3.4.1 Schutzkriterien

Die Biomechanik der oberen Extremitäten hat in den letzten Jahren auf Grund der häufigen Ausrüstung der Fahrzeuge mit Airbags an Bedeutung gewonnen. Bei den Realunfallanalysen wurde festgestellt, dass es bei der Entfaltung des Fahrerairbags aus dem Steuerrad bei der Frontalkollision zu Unterarmfrakturen kam, wenn der Unterarm sich quer zum Steuerrad befand. (HUELKE et al., 1995, SMOCK und NICHOLS, 1995, MARCO et al., 1996). Bei der Entfaltung des Seitenairbags wurde ebenfalls angenommen, dass es zu Frakturen des Humerus kommen könnte, dies wurde bisher im Standversuch (stehendes Fahrzeug, nur Airbagentfaltung) mit dem Einsatz von Leichen untersucht (KALLIERIS et al., 1997, DUMA et al., 1998, SCHRÖDER et al., 1998, JAFFREDO et al., 1998). Es zeigte sich, dass ein geringes Risiko von Oberarmbrüchen besteht.

## 3.5 Bauchorgane

Abdominalverletzungen entstehen durch direkte Krafteinleitung bei Motorradunfällen; derartige Verletzungen können beim schweren Frontal- und Seitenanprall gegen bewegliche oder feste Hindernisse verursacht werden. Zu den häufiger verletzten Abdominalorganen gehören die Leber, die Milz, sel-

tener die Nieren. Bei Motorradunfällen werden schwere Abdominalverletzungen (AIS 3+) mit einer Häufigkeit von ca. 30 % beobachtet (siehe Bild 2.31).

### 3.5.1 Impaktorbelastungen in situ

Zur Optimierung des Fahrzeuginsassenschutzes sind Erkenntnisse über das Belastungsverhalten des Abdomens bei frontaler und lateraler Krafteinleitung erforderlich; diese erlangt man durch Impaktortests mit speziell geformtem (z. B. Steuerradprofil) oder flachem (Scheibe) Profil unter Einsatz von Leichen mit Blutdrucksimulation. Dabei wird das Gefäßsystem der Leber und der Abdominalweichteile so mit Flüssigkeit gefüllt, wie es dem physiologischen Zustand des lebenden Menschen entspricht. CAVANAUGH (CAVANAUGH et al., 1986) berichtet über Frontalstöße am Abdomen von 12 Leichen mit einem Zylinder vom Durchmesser 25 mm (Simulation des Steuerradrandes) mit Anprallgeschwindigkeiten von 5-13 m/s. Die Impaktormassen betragen 32 und 64 kg, es wurden Kräfte zwischen 2 kN und 13 kN gemessen. Bei einem 50%igen Eindringen in das Abdomen kam es zu Leberrupturen (AIS 4), während bei einem Eindringen von 66 % Leber- (AIS 4) und Milzrupturen (AIS 3), ferner Wirbelkörperkompressionen (AIS 3) und Rippenfrakturen (AIS 3) auftraten. Abdominalkontusionen waren wegen fehlender lokaler Blutdrucksimulation nicht zu beobachten. HARDY und SCHNEIDER (1997) führten auch Stoßversuche mit dem gleichen Profil wie CAVANAUGH durch; sie beobachteten eine Stoßkraft von 4,5 kN und eine Eindringtiefe in das Abdomen von 175 bis 195 mm neben Leberrupturen und Rippenfrakturen, Blinddarm- und Zwerchfellabrissen. VIANO (1989) berichtet über 44 Seitenanpralle gegen das Abdomen von Leichen mit einem 23,4 kg schweren Pendel. Die Aufprallgeschwindigkeiten betragen 4,5, 6,7 und 9,4 m/s, die Anprallfläche hatte die Form einer Scheibe mit einem Durchmesser von 15 cm. Er definierte Toleranzgrenzen des Abdomens für den Seitenaufprall mit einer 20%igen Wahrscheinlichkeit für die Verletzungsschwere AIS  $\geq$  4:

- Kompression: 44 %,
- Beschleunigung am 8. thorakalen Wirbel in y-Richtung: 31 g,
- Beschleunigung am 12. thorakalen Wirbel in y-Richtung: 39 g,
- Stoßkraft: 6,7 kN.

### 3.5.2 Isolierte Organbelastungen

FAZEKAS (FAZEKAS et al., 1971 a, b, 1972) untersuchte quasistatisch die Kompression der isolierten Organe Leber, Niere und Milz bei Leichen. Bei einem Druck von 169 kPa kam es zu oberflächlichen Rupturen der Leber, während ein Druck von 320 kPa zu multiplen Rupturen führte. Bei der Belastung der Milz kam es bei einem Druck von 44 kPa zu oberflächlichen Rupturen. Die erste Ruptur bei der Niere entstand bei einer mittleren Druckkraft von  $60,2 \pm 28,2$  daN, während die multiplen Rupturen bei einer Druckkraft von  $109,44 \pm 51,40$  daN Druckkraft auftraten. BAUDER (1985) untersuchte die Kompressionsbelastung der isolierten Leber mit einem stumpfen Fallimpaktor. Die Belastungsgeschwindigkeit betrug 3-4 m/s, der Mittelwert der angewandten Kräfte betrug  $175,6 \pm 39,2$  daN, der Mittelwert der Kompression  $29,5 \pm 3,5$  mm. Dabei kam es zu Kontusionen, oberflächlichen Rupturen sowie zu Zertrümmerungen der Leber. Die Dicke der Leber und der Anteil des Bindegewebes waren wesentliche Parameter für die Verletzungsschwere.

## 3.6 Untere Extremitäten

Nach der AIS-Klassifizierung gehören zu den unteren Extremitäten das Becken, die Oberschenkel, die Kniescheiben, die Schien- und Wadenbeine, die Fußgelenke und die Füße. Zu stoßartigen Belastungen der unteren Extremitäten kommt es besonders bei der Frontal- und Seitenkollision durch Beschleunigung der angegurteten Insassen in Stoßrichtung; diese Belastung wird durch die Intrusion der Fahrzeuginnenstrukturen erhöht. Verletzungen der unteren Extremitäten entstehen ferner als Folge von stoßartigen Kniebelastungen bei Motorradunfällen (z. B. bei Fahrzeugkollisionen oder Anprallen gegen feste Hindernisse). Die Verletzungsschwere MAIS 3+ tritt mit 80 % in der gleichen Häufigkeit wie bei den Kopfverletzungen auf (siehe Bild 2.31).

### 3.6.1 Knie/Oberschenkel/Becken-Komplex

Je nach Kollisionsart werden an dem Knochenkomplex Knie/Oberschenkel/Becken frontale oder laterale Kraftkomponenten wirksam. Bei der Frontalkollision kommt es beim Oberschenkel durch den Anprall zu einer axialen Belastung, die zu einer Biegung entlang des Schaftes mit anschließender Fraktur führen kann.

PATRICK et al. (1967) haben erste Untersuchungen zur Festigkeit des Komplexes Kniescheibe/Oberschenkel/Becken bei der Frontalkollision durchgeführt. Die Knie von zehn nicht angegurteten Leichen prallten mit einer Geschwindigkeit von 16 bis 31 km/h gegen eine Armaturenbrettatrappe, die mit Kraftmessdosen ausgerüstet war. Die Autoren stellten fest, dass der Oberschenkelknochen früher frakturiert als die Kniescheibe und das Becken. Es wurde eine Kraft von 6,2 kN als Verletzungsschwelle für den Komplex Kniescheibe/Oberschenkel/Becken vorgeschlagen. Spätere Untersuchungen der selben Autoren (PATRICK et al., 1967) haben gezeigt, dass die Kniebelastungen von 6,5 bis 8,8 kN bei zwei Leichen zu keinen Verletzungen des Kniescheiben/Oberschenkel/Becken-Komplexes führten. Als wesentlicher Grund dafür wird das Alter der untersuchten Leichen angenommen, je älter der Mensch, desto geringer ist die Bruchfestigkeit seiner Knochen.

MELVIN et al. (1975) haben erstmals über Kniestoßuntersuchungen bei nicht einbalsamierten Leichen berichtet. Es wurden die Knie von 14 Leichen im Alter von 44 bis 90 Jahren mit einem instrumentierten harten bzw. gepolsterten Impaktor belastet; die Aufprallgeschwindigkeit betrug 23 bis 48 km/h bei einer Impaktormasse von 21 kg. Die maximalen Stoßkräfte variierten zwischen 3 und 25 kN. Unterhalb von einem Kraftmaximum von 13 kN kam es nicht zu Frakturen der Kniescheibe, des Oberschenkels oder des Beckens, ausgenommen sind die Fälle, die osteoporotische (Knochenschwund) Knochen aufwiesen. Bei diesen Fällen entstanden Frakturen bereits bei 8,3 kN.

Bei der Seitenkollision wird das Becken, unabhängig davon, ob der kollisionsnahe Insasse angegurtet ist oder nicht, von den intrudierenden Fahrzeugseitenstrukturen belastet. Zu gleichen Belastungen führen auch seitliche Auffahrunfälle bei Motorradfahrern. Die Toleranzgrenzen der Beckenfrakturen liegen bei 5 kN für über 60-Jährige und bei 10 kN im mittleren Altersbereich (CESARI et al., 1980, 1982, KALLIERIS et al., 1984). Bei Motorradunfällen werden Beckenverletzungen der Schwere MAIS 3+ mit einer Häufigkeit von 20 % seltener als bei den andern Körperregionen beobachtet (OTTE et al., 1998).

### 3.6.2 Fuß/Fußgelenk/Unterschenkelknochen-Komplex

#### 3.6.2.1 Verletzungsmechanismen

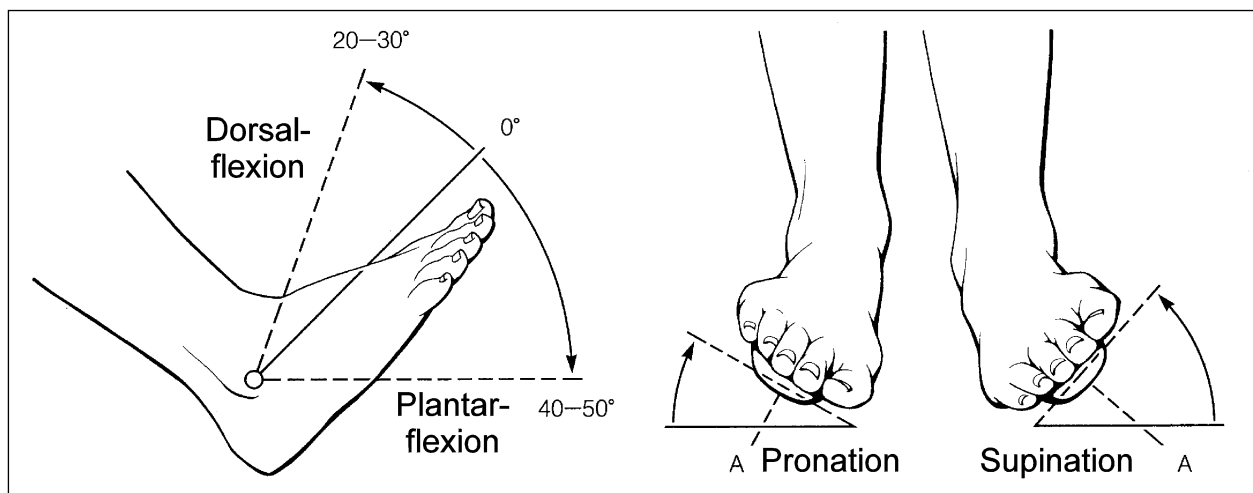
Durch die Intrusion des Fußraumes bei der Frontalkollision werden die Kräfte über das Pedalsystem auf den Fuß abgeleitet. Dies erfolgt bei den angegurten Insassen bereits ab einer Geschwindigkeitsänderung von 30 km/h. Maßgeblich für die Verletzungen im Fußgelenksbereich sind die Geschwindigkeit der Winkeländerung und die Überschreitung des zulässigen Winkels. Die Gesamtbeweglichkeit des Sprunggelenkes in Rotation nach innen (Supination) und nach außen (Pronation) bzw. nach oben (Dorsalflexion) und unten (Plantarflexion) ist in Bild 3.7 dargestellt. Zu gleichen Belastungsmustern des Fußgelenksbereiches kann es auch bei Zusammenstößen mit beweglichen und festen Hindernissen kommen.

Bei der Fußbelastung entstehen zunächst Frakturen der Fußknochen durch Kompression und danach Bänderverletzungen durch die nachfolgende Rotation (OTTE, 1996). Die Kompressionsbelastung am Fuß entsteht durch die nachschiebende Körpermasse bei der Abbremsung des Fahrzeugs. Sie wird verstärkt durch die Intrusion des Fußraumes und Einklemmen der Knie zwischen der ebenfalls intrudierenden Instrumententafel und dem Fußraum; dies kann zu Unterschenkelfrakturen führen.

#### 3.6.3 Mechanische Einwirkung

Verletzungen der unteren Extremitäten sind bei der Behandlung und Rehabilitation sowie wegen der

Dauer der Minderung der Erwerbsfähigkeit kostenintensiv. Für effektive Schutzmaßnahmen ist die Kenntnis des Zusammenhangs zwischen mechanischer Einwirkung und Verletzung erforderlich. Weltweit werden Stoßbelastungen gegen den Fuß unter Einsatz von Leichen und Dummies durchgeführt. Alle diese Publikationen sind im SAE PT-56/1996 zusammengefasst. Von Seiten der experimentellen Biomechanik werden mit instrumentierten Leichenbeinen bzw. Dummybeinen Schlittenversuche mit Simulation der Fußraumintrusion bei der Frontalkollision durchgeführt (CRANDALL et al., 1996, KALLIERIS et al., 1999). Bei Frontalkollisionen mit 50 km/h und Fußraumintrusionssimulation mit angegurten Dummies und Leichen kommt es zu Rotationswinkeln der Fuß/Tibiaeinheit von 48-56 Grad und einer Translation des Fußes von 34 mm (KALLIERIS et al., 1999). Dabei wurden bei einer 45 Jahre alten männlichen Leiche bei einer Intrusionskraft von 7 kN (an der Fußstütze gemessen) eine Innenknöchelfraktur rechts und Knorpelkontusionen bzw. Zertrümmerungen an den Gelenkflächen Talus/Os naviculare und Talus/Tibia rechts und links beobachtet. Crandall (CRANDALL et al., 1996) stellte bei einer 60-km/h-Frontalkollision und einer Intrusion von 70 mm bei einer mit Kraftaufnehmern instrumentierten Tibia ein Kraftmaximum von 1 kN und eine Calcaneusfraktur bei einer 61 Jahre alten, mit 3-Punkt-Gurt gesicherten Leiche fest. Andererseits entstanden bei gleicher Kollisionsgeschwindigkeit, einer Intrusion des Fußraumes von 22 mm und einer Tibia-Axialkraft von 2,2 kN bei gleichaltrigen Leichen keine Fußverletzungen.



**Bild 3.7:** Gesamtbeweglichkeit des Sprunggelenkes nach neutraler 0-Methode (Pronation und Supination sind am Beispiel des rechten Fußes dargestellt)

### 3.6.4 Schutzkriterien

Im US Federal Motor Vehicle Safety Standard (FMVSS) 208 ist vorgeschrieben, dass bei einem 30-mph-(48 km/h)-Fahrzeug-Frontalanprall gegen eine unnachgiebige Wand die axial über den Oberschenkel übertragene Kraft den Wert 1.020,6 daN (2.250 lb) nicht überschreiten darf, während nach der ECE-R 94 die Oberschenkelkraft 907 daN als Höchstwert zugelassen ist.

Als Schutzkriterium für die Unterschenkelbelastung wird der Tibia-Index (TI) vorgeschlagen. TI ergibt sich als Summe des resultierenden Biegemomentes (M) im Verlauf der Tibia bezogen auf ein kritisches Biegemoment ( $M_c$ ) und des Verhältnisses zwischen der Axialkraft (F) und einer kritischen Axialkraft ( $F_c$ ). Er darf den Wert 1,3 nicht überschreiten (ECE-R 94). Der Tibia-Index wird für den oberen und unteren Unterschenkel bestimmt.

$$TI = \left| \frac{M_R}{(M_c)_R} \right| + \left| \frac{F_z}{(F_c)_z} \right| \leq 1,3$$

$$\text{mit: } M_R = \sqrt{(M_x)^2 + (M_y)^2}$$

$M_x$  = Biegemoment um die X-Achse

$M_y$  = Biegemoment um die Y-Achse

$(M_c)_R$  = Kritisches Biegemoment, 225 Nm

$F_z$  = Axiale Druckkraft in Z-Richtung

$(F_c)_z$  = Kritische Druckkraft (Z), 35,9 kN

Zur Zeit werden für die Euro-NCAP-Crashtests Belastungskriterien vorgeschlagen (HOBBS et al., 1997 und 1998), siehe Tabelle 3.15.

Ein Tibia-Index von 0,8 und eine axiale Tibiakraft von 4 kN wurden bei Freiwilligen im Sprungversuch ohne bleibende Beschwerden toleriert (KALLIERIS et al., 1999). An der Ermittlung eines zusätzlichen Kriteriums als Vorschlag zum Schutz der Fuß/Fußgelenksregion wird noch weltweit gearbeitet, darüber hinaus an der Entwicklung eines menschenähnlicheren Verhaltens der unteren Extremitäten der Dummies.

Rating	Tibia-Index	Tibia-Kompressionskraft [kN]
Grün	0,4	2
Gelb	0,7	4
Orange	1 (Grenze für Tibiafraktur)	6 (5 % Risiko für Fraktur)
Braun	1,3	8 (10 % Risiko für Fraktur)

Tab. 3.15: Euro NCAP Performance Criteria für Tibia

## 4 Fahrzeuganalysen

Um die Anforderungen unterschiedlicher Verwendungszwecke zu erfüllen, ist im Laufe der Zeit eine Vielfalt von motorisierten Zweirädern entwickelt und in den Verkehr gebracht worden. Aus der zunehmenden Nutzung von motorisierten Zweirädern als Sport- und Freizeitgerät ergaben sich weitere Fahrzeugvarianten. Die Vorteile, die sich für das motorisierte Zweirad als Transportmittel im dichten innerstädtischen Verkehr ergeben, werden zu weiteren Varianten, insbesondere bei den Rollern, führen. Nicht zu vergessen sind in diesem Zusammenhang Mode-Erscheinungen. Hierzu gehören zum Beispiel die so genannten „naked Bikes“, bei denen auf Verkleidungen und Ähnliches verzichtet wird. Weitere Impulse kommen aus dem Motorradrennsport. Unter den schweren Straßenmotorrädern und auch bei manchen Klein- und Leichtkraft-rädern lassen sich Modelle finden, die im so genannten „Styling“ sehr eng an Vorbildern aus dem Rennsport orientiert sind.

Aus dieser Vielfalt der motorisierten Zweiräder ergeben sich entsprechende Möglichkeiten der Erforschung des realen Unfallgeschehens und der Durchführung vergleichender Crashtests. Damit lassen sich zwar vorhandene Mängel und mögliche Entwicklungspotenziale der passiven Sicherheit von motorisierten Zweirädern erkennen, eine den Gesetzen des Marktes folgende Entwicklung kann jedoch nie dahin gehen, dass zukünftig nur noch solche motorisierten Zweiräder hergestellt und zugelassen werden, die einem bestimmten „Ideal der passiven Sicherheit“ entsprechen.

Vor diesem Hintergrund ist es heute eine der wesentlichsten Aufgaben, objektive und anerkannte Kriterien zur Beurteilung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder zu finden, zu beschreiben und anzuwenden. Orientiert an solchen Kriterien kann die passive Sicherheit des motorisierten Zweirades nachvollziehbar analysiert werden. Merkmale von Zweirädern, die der passiven Sicherheit dienen oder ihr schaden, können so identifiziert und kommuniziert werden. Hierbei ist auch der Verbraucher mit einzubeziehen. Er muss die Möglichkeit haben, bei Bedarf geeignete Informationen über die passive Sicherheit eines motorisierten Zweirades zu erhalten, so dass er seine Kaufentscheidung auch daran orientieren kann.

In diesem Zusammenhang ist auch auf die Wirkung der Schutzbekleidung hinzuweisen. Die Analyse

der passiven Sicherheit von Motorradfahrer-Helmen, Schutzanzügen, Stiefeln und Handschuhen ist nicht das Thema der vorliegenden Studie. Es ist jedoch einsichtig, dass die passive Sicherheit des motorisierten Zweirades selbst nur unter der Annahme bewertet werden sollte, dass die Aufsassen eine zeitgemäße Schutzbekleidung tragen. Dies ist eindeutig anders als beim Personenkraftwagen. Hier wird zum Beispiel in der gültigen US-amerikanischen Gesetzgebung gefordert, dass ein Airbag auch Insassen schützen soll, die den Sicherheitsgurt nicht angelegt haben. Übertragen auf das Motorrad würde dies bedeuten, dass ein Schutz auch für Motorradfahrer gefordert wird, die keinen Schutzhelm und keinen Schutzanzug tragen. Dies wäre zumindest bei den klassischen motorisierten Zweirädern keine geeignete Orientierung. Bei den Fahrzeugen, bei denen das Tragen von Schutzbekleidung Vorschrift ist, sollte die passive Sicherheit nur in dieser Kombination analysiert und bewertet werden. Es ist somit konsequent, dass entsprechende Crashtests mit einem Dummy als Motorradaufsassen durchzuführen sind, der eine zeitgemäße Schutzbekleidung trägt. Für die Analyse des realen Unfallgeschehens bedeutet dies, dass Fälle, bei denen Motorradaufsassen keine Schutzbekleidung – insbesondere keinen Schutzhelm und keinen Schutzanzug – trugen, separat zu betrachten sind.

Das Hauptproblem des klassischen motorisierten Zweirades ist, dass es seine Aufsassen nicht mit einer umgebenden Sicherheitszelle schützen kann. Neueste Entwicklungen von „motorisierten zweirädrigen Sicherheitszellenfahrzeugen“, wie beispielsweise des C1 von BMW, zeigen zwar, dass hier auch andere Konzepte konstruktiv umgesetzt werden können. Diese werden jedoch das klassische motorisierte Zweirad nicht ersetzen. Sie stellen eine Ergänzung, insbesondere für den innerstädtischen Bereich, dar.

Zur Steigerung der passiven Sicherheit von konventionellen Motorrädern wird in Fachkreisen überwiegend folgendes Prinzip favorisiert: Im Falle des frontalen Motorrad-Anstoßes soll so rasch wie möglich die Trennung von Aufsasse und Motorrad eingeleitet werden. Hierfür ist es wichtig, dass sich der Aufsasse nicht an Teilen des Motorrades verhakt. Eine aufrechte Sitzposition in Verbindung mit entsprechenden Gestaltungen von Lenker, Tank und Beinschutz kann die Trennung von Aufsasse und Motorrad begünstigen. Im Falle der frontalen Kollision des Motorrades gegen die Seite eines

Personenkraftwagens kann so der besonders gefährliche Anprall des Motorradfahrer-Kopfes an der Dachkante des Personenkraftwagens vermieden werden. Im günstigsten Fall wird ein so genannter Überflug des Motorradfahrers über den Unfallgegner hinweg eingeleitet. Die Chancen, weniger schwer oder überhaupt nicht verletzt zu werden, sind dann Erfolg versprechend, wenn der eine wirksame Schutzbekleidung tragende Aufsasse nach der Kollision ohne heftige Anprallkontakte an seinem Fahrzeug, am Unfallgegner oder an ortsfesten Gegenständen frei in seine Unfallendposition rutschen kann. Im Fall des Alleinunfalles zeigen dies immer wieder Bilder von Stürzen bei Motorradrennen. Ist genügend freie Auslaufstrecke vorhanden und wird der Motorradfahrer nicht von seinem eigenen Fahrzeug verletzt, verlaufen diese Unfälle auch aus relativ großen Geschwindigkeiten glimpflich. Im Fall der Kollision mit einem Pkw als Unfallgegner auf der Straße zeigt das reale Unfallgeschehen, dass ein mehr oder weniger freier Überflug über den Gegner in der Regel deutlich verletzungsärmer ist als der direkte Anprall an der Karosserie des Gegners (SPORNER et al., 1989). In diesem Zusammenhang sind wiederum die Wirkung der Motorradfahrer-Schutzbekleidung sowie die Umgebung der Straße von großer Bedeutung.

Die Folgen einer verhinderten Trennung von Maschine und Aufsasse zeigt das nachstehende Fallbeispiel aus dem realen Unfallgeschehen (Bild 4.1).

Es handelt sich hierbei um einen klassischen Unfall der Konfiguration 413 nach ISO 13232 (rechtwinkliger Frontalaufprall eines Motorrades gegen die Seite eines Personenkraftwagens). Kollisionsgegner waren ein Pkw, besetzt mit zwei Personen, und ein nur mit dem Fahrer besetztes Sportmotorrad. Der Motorradfahrer befuhr mit ca. 110 km/h eine Landstraße, die der Pkw im rechten Winkel über-



**Bild 4.1:** Motorrad und Pkw in Unfallendlage

queren wollte. Der Fahrer des Pkw übersah das ankommende Motorrad. Der Motorradfahrer konnte seine Maschine nur noch auf ca. 100 km/h abbremsen, bevor er mit dem Pkw kollidierte. Der Anstoß erfolgte unmittelbar hinter der A-Säule unter 85° gegen die Beifahrertür. Das Kraftrad drang ungefähr 60 cm tief in die Kontur des Pkws ein, so dass Schweller, Bodengruppe, Beifahrertür und Dach in entsprechendem Maß zur Fahrzeugmitte hin eingedrückt wurden. Infolge des Aufpralls überschlug sich der Pkw seitlich nach links und kam auf dem Dach zur Endlage. Das Krad verkeilte sich in der Seite des Pkws und blieb während des Überschlags in der Seite des Pkws hängen. Hierbei verblieb der Fahrer auf seinem Krad. Er verstarb noch an der Unfallstelle. Todesursache waren seine schweren Schädelverletzungen.

Die Maschine war mit einem Sporttank ausgerüstet, der eine sehr steile Tankrampe von annähernd 90° aufweist. Der Tank zeigte starke Anprallspuren und wurde infolge der Kollision aus seiner Verankerung gerissen (Bild 4.2); ein deutliches Zeichen dafür, dass er für den Aufsassen wie eine Barriere gewirkt haben muss und so ein Lösen vom Krad verhindert hat.

Vor diesem Hintergrund ist es auch bei Unfällen mit geringeren Kollisionsgeschwindigkeiten als Mangel der passiven Sicherheit eines motorisierten Zweirades anzusehen, wenn zum Beispiel durch eine ungünstige Tankgestaltung und Sitzposition die Trennung von Zweirad und Aufsasse bei einer Kollision bzw. einem Alleinunfall behindert wird. Vorhandene Mängel von motorisierten Zweirädern sind dann offensichtlich, wenn sich im Verlauf eines Unfalles der Fahrer und eventuell auch der Mitfahrer am Zweirad selbst verletzen können. Hierzu gehören vorstehende Tankdeckel, aggressive Tankformen,

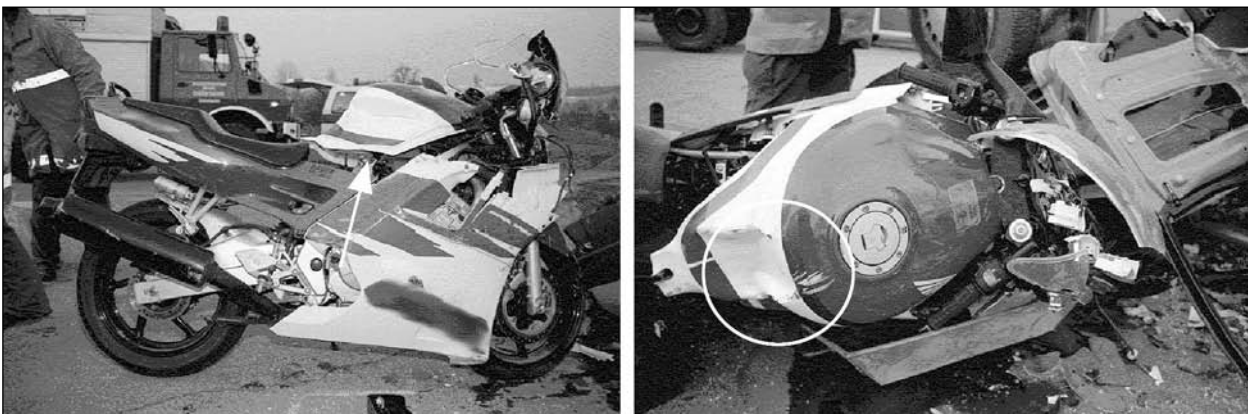
ungünstige Lenker und Handgriffe, Fußrasten und Anbauteile.

Aufgrund des in der Fachliteratur publizierten Wissens über die passive Sicherheit und Sicherheitselemente von Motorrädern können Analysen der auf dem Markt befindlichen Motorräder durchgeführt werden. Mit derartigen Analysen lassen sich erste Hinweise und Darstellungen zum Status quo der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder erarbeiten. Ergebnisse von Crashtests können im Weiteren die gewonnenen Erkenntnisse überprüfen.

#### 4.1 Beurteilungssystem für die passive Motorradsicherheit

Um die passive Sicherheit von Motorrädern vor dem Hintergrund des vorhandenen allgemeinen Fachwissens mit einem einheitlichen Schema bewerten zu können, wurde bei der DEKRA-Unfallforschung im Jahr 1992 ein System entworfen (MÜLLER, 1992). Dieses ist seinerzeit an ersten Beispielen erprobt und an 43 Motorrädern, die Anfang der 90er Jahre auf dem Markt waren, sowie an 15 älteren bzw. historischen Fahrzeugen mit plausiblen Ergebnissen angewendet worden (GRANDEL und BERG, 1994).

Im Rahmen des BAST-Forschungsprojektes FP 2.9721 „Prüfverfahren für die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder“ wurden weitere 33 Motorräder der Modelljahre 1990 bis 1999 nach diesem Schema bewertet. Damit liegen nun einheitliche Bewertungen von insgesamt 91 Motorrädern vor. Bewertet wurden im Hinblick auf die passive Sicherheit die vorhandenen Motorrad-Baugruppen und Anbauteile (Lenker, Sitzbank, Fußrasten, Tank, Verkleidung, Vordergabel) unter Berücksichtigung



**Bild 4.2:** Aus der Verankerung gerissener Tank mit starken Anprallspuren

relevanter Merkmale der passiven Sicherheit und eventuell vorhandener besonderer Sicherheitselemente.

Es ist hierbei grundsätzlich zu beachten, dass das Unfallgeschehen mit Beteiligung von Motorrädern sehr vielfältig ist. Maßnahmen zur Steigerung der passiven Sicherheit bei einem Unfalltyp dürfen die Sicherheit bei anderen Unfalltypen nicht negativ beeinflussen. Außerdem darf die aktive Sicherheit des Motorrades durch Elemente der passiven Sicherheit nicht beeinträchtigt werden. Bei Betrachtung der Entwicklung von Motorrädern hinsichtlich ihrer Sicherheit wird deutlich, dass – entgegen dem Trend beim Personenkraftwagen – die passive Motorradsicherheit bisher nur eine untergeordnete Rolle spielte. Dem stehen wegweisende Verbesserungen der aktiven Sicherheit des Motorrades gegenüber. Beispiele hierfür sind automatische Blockierverhinderer (Antiblockiersystem ABS für Motorräder), verbesserte Rahmenkonstruktionen und Lenksysteme.

Am Beispiel des Motorrades wird besonders deutlich, dass das Gesamtsystem „Verkehrssicherheit“ nur mit einem abgestimmten Zusammenspiel von Mensch, Fahrzeug und Umwelt nachhaltig optimiert werden kann. Beim Fahrzeug ist dessen aktive Sicherheit wichtig, um Unfälle bereits in der Entstehungsphase zu vermeiden. Bei den dennoch stattfindenden Unfällen muss die passive Sicherheit die Unfallfolgen mindern.

Für die passive Sicherheit beim Motorradunfall sind in diesem Zusammenhang allgemein vier Bereiche relevant:

- das Motorrad selbst (konstruktive Maßnahmen an Lenker, Tank, Sitzbank und Verkleidung, ggf. Airbag etc.),
- die Motorradaufsassen mit ihrer Schutzbekleidung (Helm, Anzug, Handschuhe, Stiefel),
- die Unfallgegner (andere Fahrzeuge),
- die Umwelt (Straßenoberfläche, Schutzplanken, Bordsteine und sonstige Kollisionsobjekte).

Bei dem nachfolgend dargestellten Bewertungssystem wird lediglich das Motorrad selbst betrachtet. Im Vordergrund steht hierbei, dass sich die Aufsassen am Motorrad selbst nicht verletzen können. Als besonders wichtig werden der frontale Motorradanstoß an der Seite von Personenkraftwagen und der Alleinunfall angesehen. Den Vorschlägen

von SPORNER und LECHNER (vgl. Kapitel 5) folgend, wird in beiden Fällen für das klassische Motorrad als günstig angesehen, wenn eine frühzeitige Trennung von den Aufsassen stattfindet. Im Falle der Kollision soll der Anprall des Motorradfahrerkopfes an der Dachkante des Personenkraftwagens vermieden werden. Hierbei kann auch ein Motorrad-Airbag hilfreich sein. Auf unkonventionelle motorisierte Zweiräder, wie den C 1 von BMW, lässt sich das Bewertungssystem nicht anwenden.

#### 4.1.1 Aufbau des Bewertungssystems

Um einheitliche und nachvollziehbare Bewertungen mit vergleichbaren Ergebnissen zu erhalten, erfolgt unter Berücksichtigung bisher vorhandener Erkenntnisse die Vergabe von Punkten für einzelne sicherheitsrelevante Elemente und Baugruppen des Motorrades. Zudem wird als weiteres Merkmal die Aufsassenkopfhöhe ermittelt. Da sich die einzelnen Komponenten der Bewertung unterschiedlich auf die passive Sicherheit des Motorrades auswirken können, werden sie vor der Ermittlung einer Bewertungs-Gesamtpunktzahl gewichtet, Bild 4.3.

Die Vergabe von Punkten pro Bewertungs-Komponente erfolgt nach einem zuvor festgelegten Schema und unter Verwendung von Beispielen. Die Gewichtungsfaktoren sind einheitlich festgelegt. So ist zum Beispiel der große Einfluss der Aufsassenkopfhöhe mit dem Faktor 2,5 und die geringe Bedeutung der Fußrasten mit dem Faktor 0,5 gewichtet.

Die Beschaffung der für eine konkrete Bewertung notwendigen Informationen beginnt mit dem Analysieren von Verkaufsprospekten der Hersteller und, wenn vorhanden, von Veröffentlichungen in Fachzeitschriften. Bei der Anwendung des Systems wird eine Besichtigung des Original-Fahrzeuges als unerlässlich angesehen.

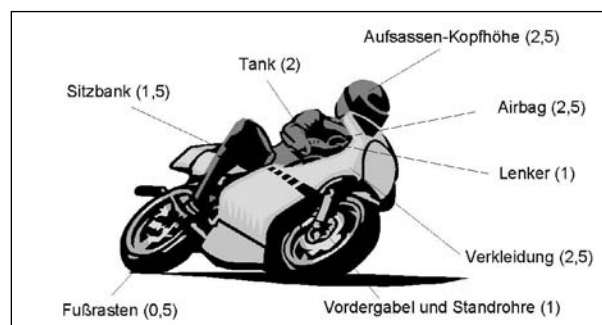


Bild 4.3: Komponenten der Bewertung und ihre Gewichtung



#### 4.1.2 Bewertung von relevanten Elementen und Baugruppen

Jeder Motorradtyp weist spezifische Merkmale auf, die für die passive Sicherheit relevant sind. Manche dieser Merkmale machen jedoch auch das jeweilige besondere Fahrgefühl und die Gebrauchseigenschaften des Motorradtyps aus. Beispielsweise werden bei Sportmotorrädern Lenker, Sitz und Fußrasten in Kombination mit dem Tank so angeordnet, dass eine flache, windschnittige Sitzposition erreicht wird. Aus sicherheitstechnischer Sicht ist aber gerade diese Positionierung bei vielen Kollisionen verletzungsgefährlich. Somit fällt eine Bewertung von Sportmotorrädern unter den gewählten Kriterien der passiven Sicherheit zwangsläufig ungünstiger aus, als dies bei Motorrädern mit aufrechter Sitzhaltung der Aufsassen der Fall ist. Auch die Verkleidung spielt bei einer Bewertung der passiven Motorrad-Sicherheit eine wichtige Rolle. Für verkleidete Motorräder können somit entsprechende Bewertungspunkte vergeben werden, während unverkleidete Motorräder, wie z. B. Enduros, im Nachteil sind. Vor diesem Hintergrund sind die Ergebnisse, die sich aus den nachfolgend beschriebenen Bewertungen ergeben, zu relativieren.

##### 4.1.2.1 Lenker

Der Lenker gehört zu den Teilen eines Motorrads, die seine Charakteristik wesentlich bestimmen. Grundsätzlich können Motorrad-Lenker in drei Typen eingeteilt werden, Bild 4.4.

An einem Sportmotorrad ist meist ein Rennlenker montiert. Er besteht aus zwei Stummelenden, die direkt unterhalb der Gabelbrücke am Standrohr befestigt sind. Ihre niedere Position ergibt eine sehr geneigte Sitzhaltung mit geringer Kopfhöhe des Aufsassen. Ziel ist hierbei eine Haltung des Motorradfahrer-Oberkörpers flach über dem Tank, um so den geringst möglichen Strömungswiderstand zu

erhalten. Sportmotorräder werden in jüngster Zeit auch oft zu einem so genannten „Superbike“ oder „Streetfighter“ umgebaut. Dabei wird der klassische Stummellenker durch einen höheren einteiligen Lenker, der oberhalb der Gabelbrücke montiert wird, ersetzt. Grundsätzlich führt das zu einer aufrechteren Sitzhaltung und wirkt sich damit positiv auf die Kopfhöhe aus.

Tourer, Sporttourer und Enduros sind in der Regel mit einem einteiligen Tourerlenker ausgerüstet. Derartige Lenker sind oberhalb der Gabelbrücke befestigt. Die Griffe des Tourerlenkers liegen über dem Gabelkopf. Das ergibt eine aufrechte, leicht vorgebeugte Sitzhaltung mit großer Kopfhöhe des Motorradfahrers. Der Fahrer hat dabei meist nur im Abdomenbereich Kontakt mit dem Tank.

Der dritte Grundtyp ist der Chopperlenker. Er wird analog dem Tourerlenker angebracht und ist deutlich höher als dieser. Das ergibt eine aufrechte, teilweise auch nach hinten geneigte Sitzhaltung. In Verbindung mit einer tief liegenden Sitzbank ist die Kopfhöhe des Aufsassen auf einem Chopper jedoch in der Regel geringer als auf einem Tourer. Im Unfallgeschehen ist feststellbar, dass sich die Aufsassen im Oberschenkel- und Hüftbereich an Chopper-Lenkern verhaken können. Dadurch besteht die Gefahr von Verletzungen am Lenker und es wird das Lösen des Aufsassen vom Motorrad verhindert.

Die Lenkerhöhe beeinflusst die Kopfhöhe des Aufsassen wesentlich (siehe hierzu auch Abschnitt 4.1.2.8). Allgemein gilt: Je höher die Position des Kopfes vor dem Anprall in die Seite eines Personenkraftwagens, desto geringer ist die Wahrscheinlichkeit eines Kopfanpralles an der Dachkante eines Personenkraftwagens mit den zugehörigen Risiken schwerster und tödlicher Verletzungen. Andererseits können schwer wiegende Verletzungen und ungünstige Beeinflussungen der Bewegungen



Bild 4.4: Grundtypen von Motorrad-Lenkern

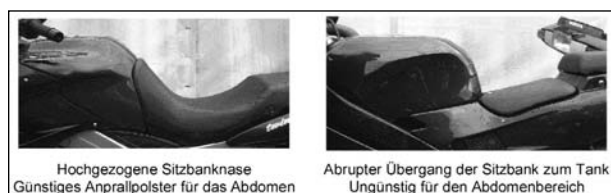
des Motorradfahrers aus dem Hängenbleiben an zu hohen Lenkern resultieren. Zum einen geht dabei eine Verletzungsgefahr für die Oberschenkel und den Hüftbereich aus und zum anderen kann der oft vorteilhafte Überflug über den Unfallgegner verhindert werden. Eine nachgebende Gestaltung und das gewollte Abknicken des Lenkers als Folge eines Anpralls von Körperteilen des Motorradfahrers sind, wenn überhaupt, nur sehr begrenzt möglich. Weil der Lenker auch die aktive Sicherheit des Motorrades beeinflusst, muss er steif genug ausgebildet sein, um die Lenkkräfte sicher und direkt übertragen zu können.

Bei Anbauteilen am Lenker (Spiegel, Handhebel usw.) ist wichtig, dass diese nicht formaggressiv sind. Spezielle Polsterungen des Gabelkopfes sind nicht erforderlich, da das reale Unfallgeschehen und Crashtests zeigen, dass ein Aufprall des Motorradfahrers in diesem Bereich sehr unwahrscheinlich ist. Handschutzkappen (Bild 4.4 Mitte) sind häufig bei Geländemotorrädern (Enduros) an den Lenkerenden montiert. Neben einer wirkungsvollen Abschirmung gegen Witterungseinflüsse schützen sie die Hände beim Rutschen auf der Fahrbahn und bei Kollisionen mit leichten Hindernissen. Eine Verbreiterung auch auf andere Motorradtypen ist wünschenswert.

#### 4.1.2.2 Sitzbank

Die Sitzhaltung der Aufsassen eines Motorrades wird wesentlich durch die Höhe der Sitzbank in Verbindung mit dem Lenker beeinflusst. Eine Höhenverstellung der Sitzbank zur Anpassung an verschiedene Fahrergrößen wäre wünschenswert, wurde aber bisher noch nicht realisiert. Die individuelle Sitzposition großer und kleiner Aufsassen kann somit auf demselben Motorrad unterschiedlich sein. Häufig ist zu beobachten, dass kleinere Personen die Sitzbänke abpolstern lassen, um an Ampeln besser stehen zu können. Dies kann entsprechend negative Auswirkungen auf die Kopfhöhe haben.

Ungünstig sind harte und formaggressive Übergänge zwischen Tank und Sitzbank, Bild 4.5. Diese



**Bild 4.5:** Verschiedene Sitzbankformen

können bei Kollisionen den Fahrer im Abdomenbereich verletzen. Eine deutliche Verbesserung stellt dabei eine über den Tank gezogene Sitzbank dar. Sie wirkt zum einen als Anprallpolster und kann andererseits als Rampe ausgebildet sein und so einen Überflug über den Unfallgegner begünstigen.

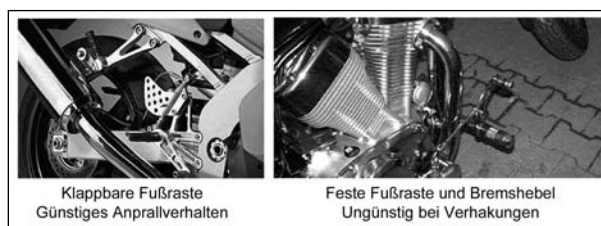
#### 4.1.2.3 Fußrasten

Die Lage der Fußrasten (vorne, mittig, hinten) beeinflusst maßgeblich die Sitzposition des Aufsassen. Davon sind wiederum die aktive Sicherheit (ermüdungsarmes und bedienungsgerechtes Sitzen) und die passive Sicherheit (möglichst aufrechtes Sitzen) betroffen.

Von harten, zum Teil formaggressiv hervorstehenden Fußrasten können deutliche Verletzungsgefahren ausgehen. Wegklappende Konstruktionen der Fußrasten sind möglich, Bild 4.6. Einer weichen und nachgebenden Gestaltung sind dadurch Grenzen gesetzt, dass die Fußrasten das gesamte Körpergewicht des Aufsassen sicher tragen müssen. Fußrasten und benachbarte Fußschalthebel können darüber hinaus so gestaltet sein, dass sie gemeinsam ein wenig formaggressives Pedal bilden. Eine Integration in seitliche Verkleidungselemente kann ebenfalls wirkungsvoll im Hinblick auf die Verringerung von Verletzungsgefahren sein.

#### 4.1.2.4 Tank

Der Tank eines Motorrades liegt in direkter Verlängerung der Sitzbank vor dem Aufsassen. Bei einer Frontalkollision wird der Aufsasse durch seine Trägheitsbewegung relativ zum Tank nach vorne geschoben. Für den weiteren Bewegungsablauf spielt daher die Tankform eine maßgebliche Rolle. Um Verletzungen durch den Tank zu vermeiden, wäre eine flache Formgebung anzustreben, andererseits bietet es sich an, den Tank auch als Aufgleitrampe für den Aufsassen zu nutzen und so einen Überflug einzuleiten. Aus bisherigen Untersuchungen (SPORNER, 1982) ist bekannt, dass steile Tankkrampenwinkel über  $45^\circ$  der passiven Sicher-



**Bild 4.6:** Verschiedene Fußrastenausführungen



**Bild 4.7:** Verschiedene Tankformen

heit abträglich sind, vor allem im Zusammenhang mit einer hohen Tankform, Bild 4.7.

Weitere Tankformen sind bei den Motorrad-Typen Chopper und Enduro zu finden. Beim Chopper wird der Tank in einer Tropfenform ausgeführt. Hier kann auf die Bewegung der Aufsassen kaum Einfluss genommen werden. Bei Enduros hängt die Tankgeometrie von der Einsatzart und daher auch vom benötigten Volumen ab. Es gibt daher kleine nahezu dreieckige Tankformen sowie sehr rundliche, bauchige Formen mit großem Inhalt für Langstreckenfahrten und Wüsten-Rallyes.

Ein besonders breiter, im Übergangsbereich zur Sitzbank keilförmig ausgebildeter Tank kann durch Auseinanderdrücken der Oberschenkel des bei einer Frontalkollision darüber rutschenden Aufsassen so genannte Beckensprengungen verursachen. Bei einem zu schmalen Tank ist hingegen Formaggressivität möglich. Deren Entschärfung kann mit geeigneten Polstern im Bereich des Überganges zur Sitzbank erfolgen.

Bei einem Unfall befindet sich der Motorrad-Tank in relativ ungeschützter Lage. Wegen des Brandschutzes werden deshalb besondere Anforderungen an die Festigkeit der Tankwand gestellt. Ventile, Öffnungen und Schlauchführung unterliegen strengen Richtlinien, die den Konstrukteuren nur wenig Spielraum lassen.

Form, Größe und Position des Tanks sind dagegen frei wählbar. Bei älteren Motorradmodellen wurden Tankverschluss und Entlüftungsstutzen hervorstehend auf der Tankoberfläche angebracht. Dies birgt ein unnötiges Verletzungsrisiko. Für neue Modellreihen wurde diese Erkenntnis bereits umgesetzt. Die riskanten Bauteile am Tank werden deshalb heute in den Tank eingelassen, wodurch hier die

Verletzungsgefahr durch Anprall im Abdomenbereich und Hängenbleiben entfällt.

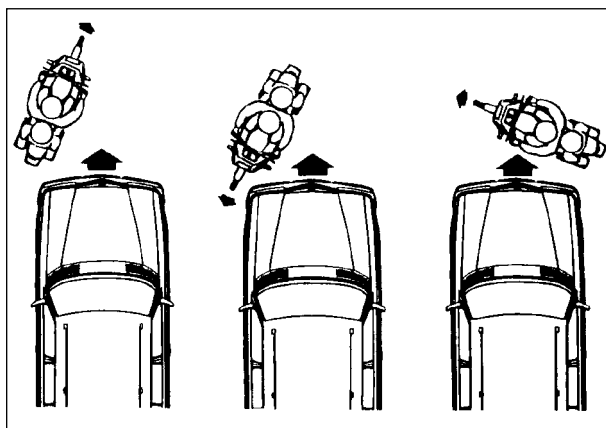
#### 4.1.2.5 Verkleidung

Die Hauptaufgabe der Verkleidung ist eine günstige aerodynamische Wirkung. Vor allem bei Rennmaschinen sind deshalb Vollverkleidungen üblich. Enduros und Tourer sind teilweise, Chopper dagegen nur in Ausnahmefällen mit Halbschalen verkleidet.

Zusätzlich kann die Verkleidung positive Einflüsse auf die passive Sicherheit eines Motorrades haben. Der Effekt der „stabilen Fahrgastzelle“ kann hiermit zumindest in geringem Maße auch auf das Motorrad übertragen werden. Hierfür wird die Frontverkleidung ausgeschäumt und durch ein spezielles Trägersystem verstärkt. Sie kann so dem Aufsassen im Bereich der unteren Extremitäten einen gewissen Schutz vor direkten Anprallkontakten beim Anstoß am Unfallgegner bieten. Im Seiten- und Heckbereich können seitliche Gepäcktaschen stoßaufnehmend und abweisend wirken, Bild 4.8.

Verkleidungselemente am Motorrad müssen so angebracht werden, dass von ihnen keine zusätzlichen Verletzungsrisiken ausgehen. Offene Zwischenräume können ein Verhaken der unteren Extremitäten zur Folge haben. Dadurch wird die Trennung des Aufsassen von der Maschine verhindert oder, einhergehend mit Verletzungen, verzögert. Zwischen Tank, Sitzbank und Verkleidung sollte kein Freiraum offen bleiben. Liegen hier Halterungen und Verkleidungsbleche frei, bestehen beim Anprall Gefahren der Verletzung und des Einklemmens.

Bei der Wahl des Verkleidungs-Materials müssen mehrere, zum Teil gegenteilige Anforderungen er-



**Bild 4.8:** Schutzwirkung der Verkleidung bei unterschiedlichen Anstoßkonstellationen (GRANDEL et al., 1994)



**Bild 4.9:** Beispiele für Verkleidungen

füllt werden. Einerseits soll die Verkleidung aerodynamisch günstig geformt und leicht sein. Andererseits soll sie ausreichend widerstandsfähig sein, um den Aufsassen vor dem ersten Anprallkontakt mit dem Unfallgegner hinreichend zu schützen. Sie soll außerdem keine zusätzliche Gefahr durch die Bildung von Widerlagern, z. B. im Knie- und Unterschenkelbereich, darstellen. Um Schnittverletzungen vorzubeugen, dürfen beim Bruch der Verkleidung keine scharfen Kanten entstehen.

Eine besondere Formgebung der Verkleidung im Kniebereich (Kniepolster) kann im Zusammenspiel mit der Tankrampe ein Anheben des Oberkörpers und Kopfes vom Motorradfahrer begünstigen. Voraussetzung hierfür ist jedoch eine aktive Abstützung des Oberkörpers über die Arme und Hände am Lenker. Crashtests mit passiven Dummies als Motorradfahrer zeigen, dass allein mit Kniepolster und Tankrampe zwar ein Anheben der Hüfte möglich ist. Die gleichzeitige Überlagerung der Oberkörperrotation nach vorne kompensiert dies jedoch wieder. In ungünstigen Fällen findet ein Anheben des Beckens bei gleichzeitigem Absenken des Kopfes statt.

Die Integration von Anbauteilen wie Spiegel oder Blinker in die Verkleidung erweist sich in mehrfacher Hinsicht als günstig, Bild 4.9. Ein Hängenbleiben des Aufsassen an abstehenden Teilen im Falle eines Sturzes wird so verhindert. Auch der Aspekt des Partnerschutzes, vor allem gegenüber Fußgängern, ist hierbei nicht zu vernachlässigen.

#### 4.1.2.6 Airbag

Die Funktion des Airbags als Rückhaltesystem, wie dies beim Personenkraftwagen der Fall ist, kann für klassische Motorräder nicht direkt umgesetzt werden. Während im Personenkraftwagen der Airbag allein eine Funktion als Teil des Rückhaltesystems erfüllt, kommt für einen Motorrad-Airbag zusätzlich die Beeinflussung der Bewegungsbahn des Aufsassen in Betracht. Auch ist auf dem Motorrad eine längere Standzeit des entfalteten Airbags günstig, um die Anpralldämpfung und Beeinflussung der Bewegungsbahn des Motorradfahrers möglichst wirkungsvoll zu gestalten. Ein Motorrad-Airbag kann bereits die Verletzungsrisiken durch Anprall am Tank des Motorrades und Hängenbleiben am Lenker verringern und das Lösen von Motorrad und Aufsasse unterstützen.

Bisher bietet kein Hersteller ein Motorrad mit Airbag an. Es sind jedoch bereits mehrere Studien und Crashtests durchgeführt worden, um die mögliche Wirkung von Motorrad-Airbags zu untersuchen (siehe Kapitel 5.2.3).

#### 4.1.2.7 Vorderradgabel und Standrohre

Starkes Abbremsen führt beim Motorrad wie beim Pkw zu einem Absenken des Frontbereichs bei gleichzeitigem Anheben des Heckbereichs. Beim Motorrad federt hierbei die Vorderradgabel in die mit der Radachse verbundenen Standrohre ein. Im Falle eines Frontalaufpralls des Motorrades am Unfallgegner kann dieser Effekt noch verstärkt werden. Dies führt zu einer Absenkung der Kopfbahn des Motorradfahrers mit möglichen negativen Auswirkungen auf den Kopfanprall am Unfallgegner, insbesondere an der seitlichen Dachkante eines Personenkraftwagens.

Zur Erhöhung des Fahrkomforts und damit auch der aktiven Sicherheit wurden Anti-Dive-Systeme entwickelt. Beim Bremsen verringert ein solches System das Eintauchen der Vorderradgabel, wodurch der Lenker auf nahezu konstanter Höhe gehalten wird. Die Kopfhöhe des Aufsassen wird



**Bild 4.10:** Verschiedene Gabelkonstruktionen

nicht abgesenkt. Somit sind Anti-Dive-Systeme für die passive Sicherheit des Motorrades als positiv zu bewerten. Problematisch ist aber, dass beim Bremsen durch nachteilige Hebelverhältnisse und sehr hohe Reibwerte mit daraus resultierenden starken Verzögerungen die Gefahr des Kippens über das Vorderrad steigt.

Studien des zeitlichen Ablaufs von Crashtests haben gezeigt, dass Motorradaufsassen in den meisten Fällen erst dann anfangen, nach vorne zu rutschen, wenn das Vorderrad durch Deformation der Gabel und Standrohre bereits mit dem Motorblock in Berührung gekommen ist (GRANDEL et al., 1987). Um diesen Vorgang zu beschleunigen, ist der gezielte Einbau von Knickstellen in die Vorderrad-Gabel vorgeschlagen worden. Daraus kann ein schnelleres Anheben des Motorradhecks resultieren. Diesbezügliche Versuche zeigten jedoch, dass die Zeitverkürzung nicht ausreicht, um die Aufwärtsbewegung des Motorradhecks so schnell einzuleiten, dass sie noch wirksam auf den Aufsassen übertragen wird. Verhindert wird diese Übertragung durch das schnelle Vorrutschen des Aufsassen. Gänzlich wirkungslos sind solche Sollknickstellen bei schrägem Anprall sowie der Kollision mit einem Gegner, der sich seitlich zum anprallenden Motorrad bewegt, da hierbei das Vorderrad umgelenkt wird.

Die BMW AG meldete eine Neuentwicklung zum Patent an, welche die Telegabel bei einem Unfall axial auseinander drückt. Die Aktivierung erfolgt

durch die Auslöseelemente des Airbags, das Auseinanderdrücken durch einen Airbag-Treibsatz. Das Anheben der Motorradfront unter dem vorrutschenden Aufsassen kann einen durchaus positiven Einfluss auf das weitere Ablösen und Flugverhalten des Aufsassen haben.

Grundsätzlich ist auch das Energie-Aufnahmevermögen bei Deformation der Vorderrad-Aufhängung des Motorrades im Hinblick auf die passive Sicherheit ein relevantes Merkmal, Bild 4.10. Unter der Voraussetzung, dass die Verzögerung des Motorrades durch Reibschluss oder zusätzliche Elemente auf den Aufsassen übertragen werden kann, ist es umso günstiger, je mehr kinetische Energie bei Kollisionsbeginn im Bereich des Vorderrades und seiner Aufhängung in Deformationsarbeit gewandelt wird.

#### 4.1.2.8 Aufsassen-Kopfhöhe

Die Kopfhöhe des Motorradaufsassen spielt bei einem Anprall des Motorrades an der Seite eines Personenkraftwagens eine entscheidende Rolle. Liegt sie über der Dachkantenhöhe des Unfallgegners, so muss dies nicht durch besondere Maßnahmen (die derzeit für kein Serien-Motorrad zur Verfügung stehen) herbeigeführt werden.

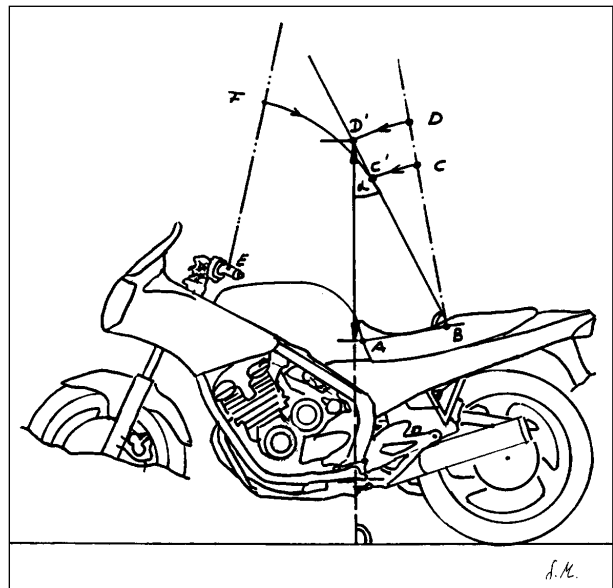
Wird davon ausgegangen, dass der Motorrad-Aufsasse die Arme direkt vor der Kollision gestreckt hat, lässt sich die Kopfhöhe unter Zuhilfenahme von DIN 33 402 Teil 2 (Körpermaße von Menschen)

und einer gezeichneten maßstäblichen Seitenansicht des jeweiligen Motorrades mit ausreichender Genauigkeit grafisch bestimmen. Um die Kopfhöhe verschieden großer Aufsassen zu ermitteln, können die Bezugswerte der so genannten 5%-Frau sowie des so genannten 50%- und 95%-Mannes verwendet werden. Dabei ist die 5%-Frau so klein, dass lediglich 5 % der Frauen kleiner sind als sie. Der 50%-Mann repräsentiert eine durchschnittliche Größe, wobei 50 % der Männer kleiner sind als er. Deutlich größer ist der 95%-Mann. 95 % der Männer sind kleiner als er.

Die Ermittlung der Aufsassen-Kopfhöhe veranschaulicht Bild 4.11. Üblicherweise werden die folgende Arbeitsschritte ausgeführt:

1. Maßstabsermittlung der Seitenansicht des Motorrades über den bekannten Radstand.
2. Körpertiefe (1.2) vom Schnittpunkt Tank-Sitzbank zum Fahrzeugheck hin auftragen (Strecke A-B).
3. Auftragen der Senkrechten zur Sitzbankkontur im Punkt B. Auf dieser werden die mittlere Kopfhöhe (2.1), Punkt D, sowie die maximale Schulterhöhe (2.3), Punkt C, markiert.
4. In der Mitte des Lenkergriffs wird das Maß der maximalen Reichweite (1.1) in beliebigem Winkel aufgetragen (Strecke E-F). Durch Drehung der Geraden E-F um E und B-C um B werden die Punkte C und F in C' zur Deckung gebracht.
5. Die Schnittgerade B-C' ergibt den Winkel und die Position des Aufsassen. D lässt sich nun auf B-C projizieren. Dieser Punkt D' entspricht dem Kopfmittelpunkt.
6. Der Abstand A-D' entspricht der Höhe des Kopfmittelpunktes über der Sitzbank.
7. Die Aufsassenkopfhöhe ist der Abstand zwischen Kopfmittelpunkt und Fahrbahn unter Berücksichtigung der Einfederung des Motorrades.

Die Körpermaße des Menschen entsprechend DIN 33 402, Teil 2 werden im Folgenden anhand von zwei Skizzen dargestellt. Die zugehörigen Werte betragen:



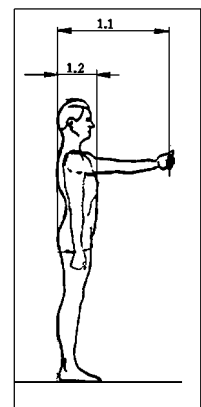
**Bild 4.11:** Skizze zur Ermittlung der Aufsassen-Kopfhöhe (MÜLLER, 1992)

- 1.1 maximale Reichweite nach vorne, beidarmig (Griffachse):

95%-Mann	=	78,7	cm
50%-Mann	=	72,2	cm
5%-Frau	=	61,6	cm

- 1.2 Körpertiefe:

95%-Mann	=	31,8	cm
50%-Mann	=	27,6	cm
5%-Frau	=	23,8	cm



- 2.1 maximale Sitzhöhe:

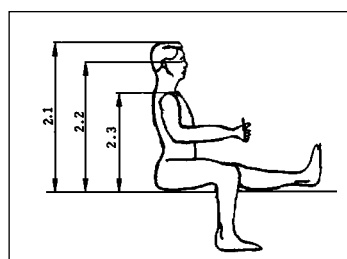
95%-Mann	=	96,2	cm
50%-Mann	=	90,7	cm
5%-Frau	=	80,5	cm

- 2.2 mittlere Kopfhöhe, sitzend:

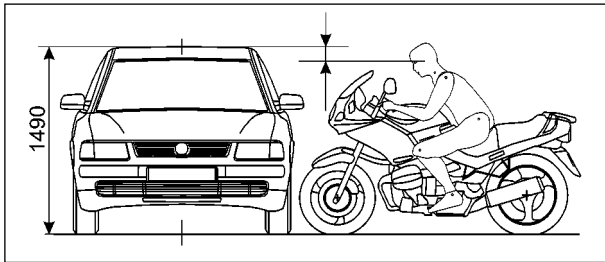
95%-Mann	=	84,4	cm
50%-Mann	=	79,0	cm
5%-Frau	=	68,0	cm

- 2.3 maximale Schulterhöhe, sitzend:

95%-Mann	=	65,5	cm
50%-Mann	=	61,0	cm
5%-Frau	=	53,8	cm



Durch Addition des Abstandes A-D' und der vom Motorrad-Hersteller angegebenen Sitzhöhe ergibt



**Bild 4.12:** Aufsassens-Kopfhöhe im Vergleich zu einem VW Passat Variant

Gewichtungsfaktor	Kriterium	Bemerkung	Punkte	Summe Bewertung
1	Handschutz vorhanden	Nein	0	
	Lenkerart	Tourerlenker	10	
	Anbauteile wenig formaggressiv	Ja	5	
	Lenkerhöhe einstellbar	Ja	3	
				18 => 18
1,5	Sitzhöhe einstellbar	Nein	0	
	Aufrechte Sitzhaltung	Ja	4	
	Weicher Übergang Tank – Sitzbank	Nein	0	
	Sitzbank möglichst weit über Tank gezogen	Nein	0	
	Besondere Sitzbank zum Anheben des Rumpfes	Nein	0	
				4 => 6
0,5	Nachgiebig bei Unfall	Ja	4	
	Individuell einstellbar	Nein	0	
	Wenig formaggressiv	Ja	5	
	Gefahr von Verhakung/Reibung auf Straße nach Umkippen	Nein	6	
				15 => 7,5
2	Verschluss und Entlüftung versenkt	Ja	3	
	Tankbreite	Mittel	5	
	Tankrampe laut Anhang	Tankform 3	5	
	Tankmaß/Position	normal/günstig	2	
	Prallpolster am Tank	Nein	0	
	Tank doppelwandig oder ähnliches	Nein	0	
				15 => 30
2,5	Seitenschutz	Nein	0	
	Besondere Verletzungsgefahr	Nein	5	
	Auspuff und Krümmer verkleidet	Nein	0	
	Günstige Reibflächen integriert	Nein	0	
	Polster integriert	Nein	0	
				5 => 12,5
2,5	Airbag vorhanden	Nein	0	
	Besonderer Tankaufsatz	Nein	0	
				0 => 0
1	Vorderradgabel und Standrohre	Anti-Dive-System oder ähnliches	Nein	0
		Definierte Knickstellen	Nein	0
				0 => 0
2,5	Kopfhöhe 50%-Mann höher als 149 cm	Ja	10	
				10 => 25
gesamt				67 => 99

sich die Aufsassens-Kopfhöhe. Dieser Wert muss allerdings um einen Korrekturwert vermindert werden, der sich aus dem Einfedern des Motorrades beim Aufsitzen ergibt.

Als typspezifische Durchschnittswerte dieser Einfederung konnten ermittelt werden:

Tourer: 20 mm Sportmaschine: 18 mm

Enduro: 30 mm Chopper: 15 mm

Um einen angemessenen Bezugswert für die ermittelten Kopfhöhen zu erhalten, bietet sich die Höhe des VW Passat Variant Baujahr 1999 an (Bild 4.12), weil Pkw-Kombi-Modelle in der Regel höher sind als vergleichbare Personenkraftwagen. Der VW Passat Variant gehört zu den meistverkauften Kombi-Modellen in Deutschland und ist somit auch als Unfallgegner von Motorrädern relevant. Die Referenzhöhe beträgt somit 1.490 mm.

Liegt bereits die Kopfhöhe der 5-%-Frau auf dem betrachteten Motorrad oberhalb der als Bezug gewählten Dachkante, ergibt das die bestmögliche Bewertung für dieses Merkmal. Die zweitbeste Bewertung ergibt sich, wenn die Kopfhöhe des 50-%-Mannes und damit auch die des 95-%-Mannes über der Bezugsdachkante liegt. Liegt nur noch die Kopfhöhe des 95-%-Mannes über der Bezugsdachkante, ist die drittbeste Bewertung gegeben. Erreicht auch die Kopfhöhe des 95-%-Mannes nicht die Bezugsdachkante, werden für dieses Merkmal keine Bewertungspunkte vergeben.

**4.1.2.9 Bewertungsbeispiel Sporttourer Yamaha FZS 600 Fazer**

Als Beispiel wird die Bewertung eines Sporttourers des Herstellers Yamaha, Typ FZS 600 Fazer, dargestellt (Fall Nr. 23). Das Leergewicht des im Jahr 1999 gebauten Motorrades beträgt 200 kg, als Fahrersitzhöhe sind 790 mm gemessen worden. Entsprechend dem Verfahren zur Kopfhöhenermittlung wurden folgende Werte ermittelt:

- 95-%-Mann = 155,8 cm
- 50-%-Mann = 149,7 cm
- 5-%-Frau = 145,0 cm

Die links stehende Zusammenfassung enthält alle Bewertungsergebnisse. Die Summe der erreichten Punktzahl einer Komponente wird mit dem Gewichtungsfaktor (Bild 4.3) multipliziert und ergibt so die Bewertung dieses Bauteils.


**Fall Nr.: 23**

**Motorradtyp:**  
 Chopper [ ] Enduro [ ] Tourer [X] Sportmotorrad [X]

**Marke:** Yamaha **Verkaufsbezeichnung:** FZS 600 Fazer

Baujahr: 1999 Gewicht: 200 kg Sitzhöhe: 790 mm Radstand: 2,23 m

**Ermittelte Kopfhöhe:**  
 95%-Mann: 1558 mm 50%-Mann: 1497 mm 5%-Frau: 1450 mm



Elemente	Summe	Gewichtungsfaktor	Punktezahl
Lerker	18	1	18
Sitzbank	4	1,5	6
Fußrasten	15	0,5	7,5
Tank	15	2	30
Verkleidung	5	2,5	12,5
Vordergabel	0	1	0
Aufsassen-Kopfhöhe	10	2,5	25
<b>Gesamtpunktzahl:</b>			<b>99,0</b>

**Bild 4.13:** Übersicht und Bewertung der passiven Sicherheit einer Yamaha FZS 600 Fazer


**Fall Nr.: 42**

**Motorradtyp:**  
 Chopper [X] Enduro [ ] Tourer [ ] Sportmotorrad [ ]

**Marke:** BMW **Verkaufsbezeichnung:** RT 1200 C Cruiser

Baujahr: 1998 Gewicht: 256 kg Sitzhöhe: 750 mm Radstand: 1,65 m

**Ermittelte Kopfhöhe:**  
 95%-Mann: 1589 mm 50%-Mann: 1546 mm 5%-Frau: 1450 mm



Elemente	Summe	Gewichtungsfaktor	Punktezahl
Lerker	4	1	4
Sitzbank	9	1,5	13,5
Fußrasten	9	0,5	4,5
Tank	15	2	30
Verkleidung	5	2,5	12,5
Vordergabel	0	1	0
Aufsassen-Kopfhöhe	10	2,5	25
<b>Gesamtpunktzahl:</b>			<b>89,5</b>

**Bild 4.15:** Übersicht und Bewertung der passiven Sicherheit einer BMW RT 1200 C Cruiser


**Fall Nr.: 45**

**Motorradtyp:**  
 Chopper [ ] Enduro [ ] Tourer [X] Sportmotorrad [ ]

**Marke:** Yamaha **Verkaufsbezeichnung:** GTS 1000 A

Baujahr: 1995 Gewicht: 283 kg Sitzhöhe: 780 mm Radstand: 1500 mm

**Ermittelte Kopfhöhe:**  
 95%-Mann: 1582 mm 50%-Mann: 1511 mm 5%-Frau: 1386 mm



Elemente	Summe	Gewichtungsfaktor	Punktezahl
Lerker	15	1	15
Sitzbank	13	1,5	19,5
Fußrasten	12	0,5	6
Tank	15	2	30
Verkleidung	8	2,5	20
Vordergabel	12	1	12
Aufsassen-Kopfhöhe	10	2,5	25
<b>Gesamtpunktzahl:</b>			<b>127,5</b>

**Bild 4.14:** Übersicht und Bewertung der passiven Sicherheit einer Yamaha GTS 1000 A


**Fall Nr.: 25**

**Motorradtyp:**  
 Chopper [ ] Enduro [X] Tourer [ ] Sportmotorrad [ ]

**Marke:** Kawasaki **Verkaufsbezeichnung:** KLE 650

Baujahr: 1994 Gewicht: 168 kg Sitzhöhe: 870 mm Radstand: 1,49 m

**Ermittelte Kopfhöhe:**  
 95%-Mann: 1676 mm 50%-Mann: 1620 mm 5%-Frau: 1493 mm



Elemente	Summe	Gewichtungsfaktor	Punktezahl
Lerker	12	1	12
Sitzbank	13	1,5	19,5
Fußrasten	12	0,5	6
Tank	10	2	20
Verkleidung	5	2,5	12,5
Vordergabel	0	1	0
Aufsassen-Kopfhöhe	20	2,5	50
<b>Gesamtpunktzahl:</b>			<b>120,0</b>

**Bild 4.16:** Übersicht und Bewertung der passiven Sicherheit einer Kawasaki KLE 650

Bild 4.13 zeigt das Motorrad und seine Bewertungsergebnisse im Überblick. Als Gesamtpunktzahl erreichte die Yamaha FZS 600 Fazer 99 Punkte. Damit erzielte dieses Motorrad das beste Ergebnis aller bisher mit dem beschriebenen Verfahren bewerteten Sporttourer.

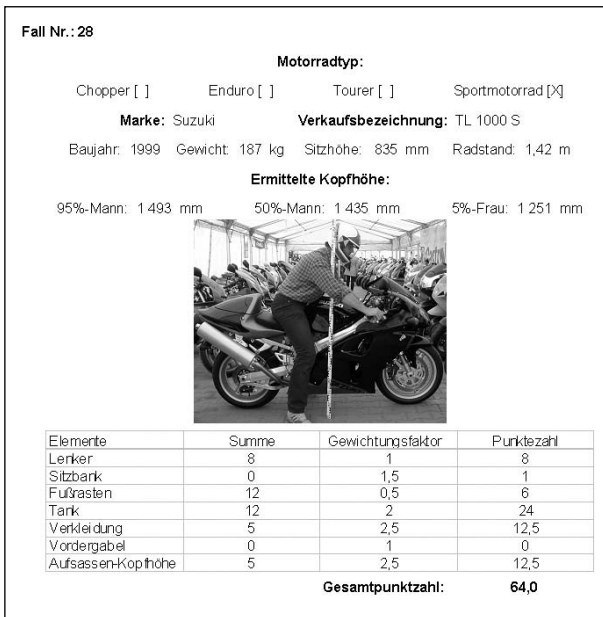
Die Bilder 4.14 bis 4.17 zeigen Bewertungsergebnisse für weitere Motorräder anderer Typen (Tourer, Chopper, Enduro und Sportmotorrad). Im Anhang zum vorliegenden Bericht sind weitere Beispiele dargestellt und alle ausführlichen Bewertungsbögen enthalten.

#### 4.1.3 Übersicht der Ergebnisse bisher durchgeführter Bewertungen

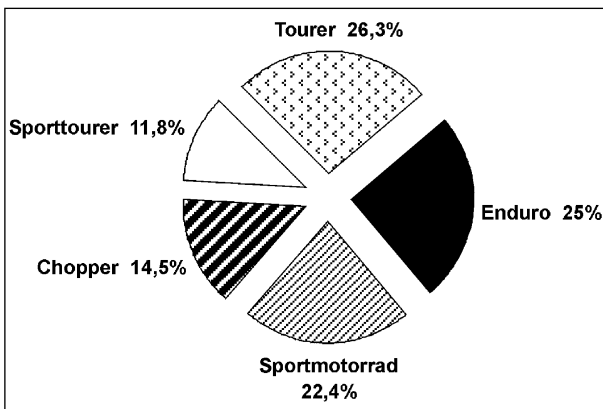
Von den bisher nach dem vorstehend beschriebenen Verfahren bewerteten 91 Motorradern gehören 76 zu derzeit aktuellen Modellreihen. Darunter sind 11 (14,5 %) Chopper, 17 (22,4 %) Sportmotorräder, 9 (11,8 %) Sporttourer, 19 (25 %) Enduros und 10 (26,3 %) Tourer, Bild 4.18.

Die maximal erreichbare Bewertungspunktzahl eines einzelnen Motorrades liegt bei 214. Sporttourer, die sowohl Bauteile und Eigenschaften von





**Bild 4.17:** Übersicht und Bewertung der passiven Sicherheit einer Suzuki TL 1000 S

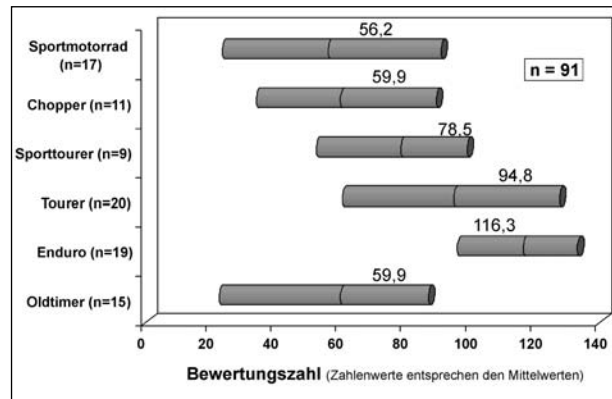


**Bild 4.18:** Verteilung der bewerteten einzelnen Motorräder auf ihre Motorradtypen

Sportmotorrädern als auch von Tourern besitzen, liegen mit der durchschnittlichen Gesamtpunktezahl 78,5 im Mittelfeld aller bewerteten Motorräder. Als ungünstig sind die Ergebnisse der Chopper mit 59,9 mittlerer Gesamtpunktezahl und die der Sportmotorräder (56,2 Punkte) zu bewerten, Bild 4.19.

Die bereits früher bewerteten Oldtimer, die in den Jahren 1912 bis 1981 gefertigt wurden, erreichten 59,9 als durchschnittliche Punktezahl der Gesamtbewertung. Dies entspricht den heutigen Choppern und Sportmotorrädern, Bild 4.19.

Damit liefern die durchgeführten Bewertungen plausible quantitative Ergebnisse, die in der Relation zueinander den qualitativen Erwartungen entsprechen. Ein zentrales Ergebnis der durchgeführten Bewertung ist, dass die passive Sicherheit von



**Bild 4.19:** Streubereiche und durchschnittliche Punktezahlen der Gesamtbewertung

Enduros und Tourern deutlich größer ist als die von Sporttourern, Sportmotorrädern und Choppern.

Bei sachkundiger Betrachtung der einzelnen Motorräder und beim Nachvollziehen der Bewertungen im Anhang zum vorliegenden Bericht fallen entsprechende Nachteile und Vorteile der einzelnen Typen auf. Negativbeispiele mit Nachteilen hinsichtlich der passiven Sicherheit, die in der einschlägigen Literatur genannt werden, sind in der Regel Sportmotorräder oder Chopper. Im Gegensatz dazu basieren die gängigen Sicherheitsmotorrad-Studien und -Konzepte auf Tourern.

Die guten Bewertungsergebnisse der Enduros sind meist auf die sehr große Kopfhöhe der Aufsassen zurückzuführen. Oft erreicht oder überragt sogar die Kopfmitte der 5%-Frau den gewählten Grenzwert von 1.490 mm. Das ergibt bei diesem Merkmal allein 50 Bewertungspunkte. Weiterhin weisen die Lenker, die bei manchen Enduros mit Handschützern ausgerüstet sind, sowie Tanks und Sitzbänke positive Merkmale hinsichtlich der passiven Sicherheit auf.

Tourer erreichen ihre günstige Bewertung durch die Tankgestaltung und die oftmals vorhandene Verkleidung, welche zumindest die Beine schützt. In Einzelfällen sind bei den Verkleidungen der Tourer Vorschläge von Sicherheits-Motorrad-Konzepten (Kniepolster, Abstützung von Knien und Unterschenkeln zur Einleitung der Vorwärts-Aufwärtsbewegung des Motorradfahrers in Verbindung mit einer günstig gestalteten Tankrampe) wiederzufinden. Außerdem liegt die Kopfhöhe der 5%-Frau auf einem Tourer in der Regel nur knapp unterhalb des gewählten Grenzwertes von 1.490 mm.

Sportmotorräder erhalten vor allem wegen ihrer hinsichtlich der passiven Sicherheit ungünstigen

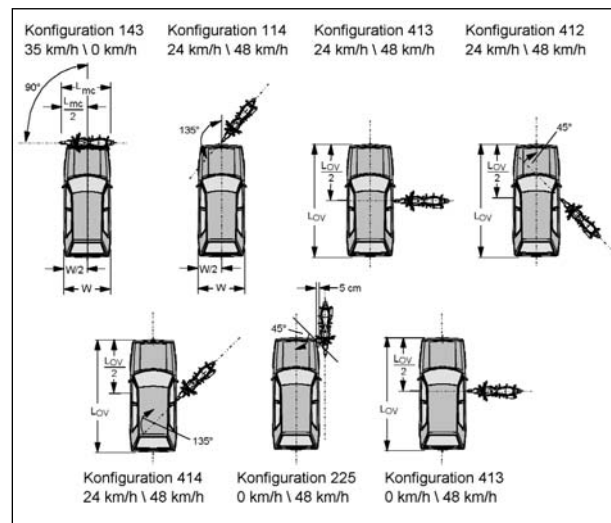
Tankformen und aggressiven Verkleidungen sowie der niedrigen Kopfhöhe der Aufsassen geringe Bewertungspunktzahlen. Dabei erreicht häufig nicht einmal der 95%-Mann die mittlere Kopfhöhe von 1.490 mm. Bei fast allen Sportmotorrädern sind Verkleidungen die Regel. Diese sind meist aber so gestaltet, dass sich der Aufsasse bei einer Kollision daran verhaken kann, wodurch Verletzungen möglich sind.

Bei Choppern ist vor allem die niedrige Sitzposition, aus der eine niedrige Kopfhöhe resultiert, Ursache ihrer geringen Bewertungspunktzahlen. Diesen Motorrädern fehlt zudem eine Verkleidung. Weiterhin können durch Verhakungen am Lenker Verletzungen hervorgerufen werden.

## 4.2 Ergebnisse von Crashtests

Neben einer allgemeinen Begutachtung und Bewertung der passiven Sicherheit von Motorrädern anhand des vorhandenen Fachwissens, verfügbarer Fahrzeugbeschreibungen und vorhandener Merkmale, wie im vorangegangenen Abschnitt dargestellt, können für die weitere Bewertung der passiven Sicherheit die Ergebnisse von Crashtests verwendet werden. Zu den Vorteilen von Crashtests gehört, dass sie konkrete Messergebnisse liefern, die Rückschlüsse auf das Bewegungsverhalten der Aufsassen, ihre Anprallkontakte sowie die damit verbundenen biomechanischen Belastungen und Verletzungsrisiken ermöglichen. Es muss jedoch beachtet werden, dass mit den Versuchen die Vielfalt des relevanten Unfallgeschehens (Kollisionstypen, Kollisionsgeschwindigkeiten usw.) hinreichend nachgebildet wird und dass die Ergebnisse der Versuche reproduzierbar sind.

Die Durchführung von Full-Scale-Crashtests mit Motorrädern reglementiert der Standard ISO 13232. Er wurde Anfang der 90er Jahre durch die Arbeitsgruppe ISO WG 22 erstellt (van DRIESSCHE, 1994). Daran beteiligt waren 25 Experten aus Großbritannien, Deutschland, Frankreich, den Niederlanden, Belgien, Italien, USA, Japan und Kanada. Die Arbeiten begannen im September 1992. Der erste Entwurf des Standards wurde im Mai 1994 vorgelegt. Im Dezember 1996 erschien die erste Auflage von ISO 13232. Motorradhersteller und Behörden berücksichtigen diesen Standard heute weltweit bei der Erforschung des realen Unfallgeschehens, bei rechnerischen Unfall-Simulationen und bei der Durchführung von Full-Scale-



**Bild 4.20:** Anstoßkonfigurationen motorisiertes Zweirad/Personenkraftwagen bei den nach ISO 13232 vorgeschlagenen Full-Scale-Crashtests

Crashtests (IJIAMA et al., 1998, ROGERS und ZELLNER, 1998, KALLISKE und ALBUS, 1998). Dabei soll ISO 13232 als so genannter „Developing Standard“ aufgrund der gesammelten Erfahrungen und neuer Erkenntnisse kontinuierlich weiterentwickelt werden.

Von den in ISO 13232 insgesamt definierten 25 Motorrad/Personenkraftwagen-Anstoßkonstellationen (siehe Kapitel 2.3.2) sind sieben zur Durchführung von Full-Scale-Crashtests definiert, Bild 4.20. Die übrigen Konstellationen sollen mit rechnerischen Simulationen analysiert werden. Bei den Full-Scale-Tests steht der Personenkraftwagen oder er kollidiert mit 35 km/h (Konfiguration 143) bzw. 24 km/h Geschwindigkeit. Bei Konfiguration 143 steht das Motorrad, bei den übrigen kollidiert es mit 48 km/h Geschwindigkeit.

Ergebnisse von Full-Scale-Crashtests mit Anstoßkonstellationen nach ISO 13232 sind bereits mehrfach publiziert worden (BERG et al., 1998, BERG et al., 2000). Diese können damit bereits in eine Analyse und Bewertung des Status quo der passiven Sicherheit von motorisierten Zweirädern einbezogen werden.

Der Hersteller Honda testete Motorräder mit und ohne Airbags (IJIAMA et al., 1998, YAMASAKI et al., 2001). Der Airbag nahm hinsichtlich seiner Wirkung besonders auf die Bereiche Hals und Kopf Einfluss, wobei die Wirkung beim Kopf im Allgemeinen zu einer Verringerung und beim Hals zum Teil zu einer deutlichen Erhöhung des Verletzungsrisikos geführt hat. In vier Fällen hatte der Airbag,

auf die Gesamtbelastung des Körpers bezogen, eine positive, in zwei Fällen eine negative und in drei Fällen eine nur sehr geringe oder keine Wirkung.

Im verletzungskritischsten Fall, der Konfiguration 413 (rechtwinkliger Frontalaufprall eines Motorrads gegen die Seite eines Personenkraftwagens), schlägt der Dummy ohne Airbag mit dem Kopf gegen das Dach des Personenkraftwagens, was zu fatalen Verletzungen des Halses führt, wogegen beim mit Airbag ausgerüsteten Motorrad der größte Teil der Energie des Aufsassen-Anpralls vom Airbag aufgenommen wird. Der Kontakt des Dummy-Kopfes mit der Dachkante wird durch den Airbag vermieden. Erst mit dem Aufprall des Kopfes auf dem Boden wurden Kopfbelastungen festgestellt, die einer leichten Verletzung (AIS 1) entsprechen. Der Motorradfahrer-Dummy hat den Airbag durchschnittlich 13 ms nach dem vollständigen Befüllen berührt. Die Ansprechzeiten für die Sensoren zur Auslösung des Airbags lagen zwischen 8 und 14 ms, das Befüllen des Airbags dauerte zwischen 34 und 46 ms.

KEBSCHULL et al. (1998) untersuchten außerdem die Vergleichbarkeit von Computersimulationen und realen Crashtests nach ISO 13232 am Beispiel von so genannten „UKDS-Beinschützern“ für Motorradfahrer (UKDS = United Kingdom Draft Specification). Ergebnis der Untersuchungen war, dass Computer-Simulationen nach ISO 13232 nur teilweise durchführbar sind und als geeignet angese-

hen werden können. Deshalb kann auch nur in begrenztem Maße eine Bewertung für passive Sicherheitseinrichtungen an Motorrädern per Simulation durchgeführt werden. Aus der Untersuchung ging hervor, dass durch die Verwendung von „UKDS-Beinschützern“ eine Verlagerung der Verletzungen von der Tibia hin zu den Oberschenkelknochen entstehen kann. Zudem wird das Gesamtverletzungsrisiko mit diesen Beinschützern eher größer als kleiner. Auf Full-Scale-Crashtests kann jedoch auch in Zukunft nicht verzichtet werden, da gerade die Entwicklung neuer Sicherheitselemente zu unerwarteten Ergebnissen führen kann.

Im DEKRA-Crashzentrum wurden alle nach ISO 13232 vorgesehenen Motorrad-Crashtests im Hersteller-Auftrag bereits durchgeführt. Einige Tests und ihre Ergebnisse sind auch publiziert worden (BERG et al., 1998). Hierbei wird das motorisierte Zweirad mit dem durch einen Dummy repräsentierten Aufsassen in einem Schlitten fixiert, Bild 4.21. Damit findet die Beschleunigung des Zweirades auf die vorgegebene Geschwindigkeit statt. Dem folgt eine Phase mit konstanter Geschwindigkeit, an deren Ende der Schlitten schnell und gleichmäßig über eine Reibungsbremse (Stahldorn mit so genannter „Olive“ gleitet in ein Kunststoffrohr) bis zum Stillstand verzögert wird. Dabei spricht die Auslöseeinheit an und das Motorrad mit dem Dummy verlässt infolge der Trägheitswirkung den Schlitten. Anschließend fährt das Motorrad etwa eine Fahrzeuglänge bis zur Kollision frei weiter.



**Bild 4.21:** Schlitten zur Fixierung von Dummy und Motorrad während der Bewegung bis kurz vor den Kollisionsort

Als Motorrad-Aufsassen schreibt ISO 13232 einen besonderen „Anthropometric Impact Dummy“ vor. Ein solcher Dummy wurde von der Firma Dynamic Research International (DRI) entwickelt und existiert unter der Bezeichnung MATD (Motorcyclist Anthropometric Test Device), Bild 4.22. Der MATD wurde auf Basis des bekannten Dummies Hybrid III, welcher bei Crashtests in Fahrzeugen (sitzende Puppe), bei Fußgänger-Crashtests (stehende Puppe) und bei Zweirad-Crashtests (stehende Puppe) zum Einsatz kommt, weiterentwickelt. Die wesentlichen Unterschiede zwischen Hybrid-III-Dummy und MATD sind Modifikationen im Bereich der Oberschenkel, Knie und Unterschenkel. Hier wurden beim MATD die Stahlteile (Knochen) des Hybrid III durch brechbare Kunststoffteile ersetzt. Auf diese Weise können Bruchbelastungen der Ober- und Unterschenkel analysiert werden. Zudem können Belastungen (Kraft, Biegung, Scherung) in den Kniegelenken des MATD mittels Kraftmessdosen erfasst werden.

Die Verfügbarkeit des MATD ist derzeit noch sehr eingeschränkt. Für entsprechend aufwändige Versuche kann ein solcher Dummy von der Entwickler- und Betreiberfirma DRI samt Bedienpersonal und erforderlichen Ersatzteilen, die nach Zerstörung bei einem Versuch auszuwechseln sind, angefordert werden. Dies ist mit relativ großen Kosten verbunden. Deshalb wurde der MATD im DEKRA-Crash-

zentrum bisher nur bei Versuchen eingesetzt, die im Auftrag von Fahrzeugherstellern durchgeführt wurden. Bei den bisher durchgeführten eigenfinanzierten Versuchen ist auf den Einsatz eines solchen Dummies verzichtet worden. Alternativ wurde ein konventioneller Dummy Hybrid III (50<sup>th</sup> percentile male, stehende Puppe) verwendet. Damit sind die üblichen Verzögerungen in Kopf, Brust und Becken, die Belastungen des Halses (Kraft in x- und z-Richtung, Moment um die y-Achse), die Brustintrusion und die Druckkräfte in beiden Oberschenkeln messbar. Es fehlen somit die erweiterten Möglichkeiten des MATD zur Beurteilung von Bruchbelastungen der Ober- und Unterschenkel sowie der Kniebelastungen.

Die Beweglichkeiten von MATD und Hybrid III als auch die Massenverteilungen sind annähernd gleich, so dass diesbezüglich von einer sehr ähnlichen Biofidelität der beiden Dummies ausgegangen werden kann. Es ist in diesem Zusammenhang zu beachten, dass ein bei Full-Scale-Crashtests den Motorradaufsassen repräsentierender Dummy Schutzbekleidung (Lederkombi, Lederstiefel, Lederhandschuhe und Helm) trägt. Das beeinflusst einerseits die Beweglichkeit und andererseits wird der Dummy hierdurch vor Anprallbelastungen geschützt. Dies unterscheidet den Einsatz des Dummies bei Crashtests mit Personenkraftwagen, in denen er nur mit einer leichten kurzen Baumwoll-

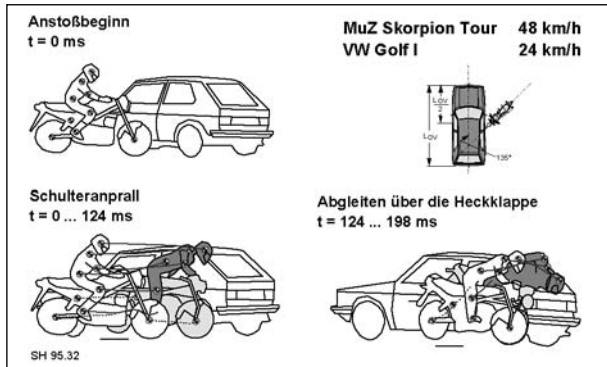


**Bild 4.22:** Motorcyclist Anthropometric Test Device MATD

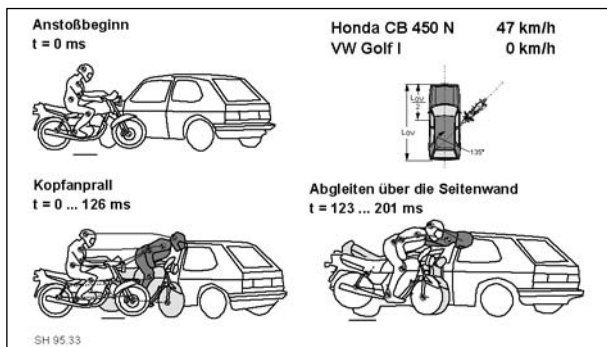
Hose und einem leichten kurzärmeligen Baumwoll-Hemd sowie Straßenschuhen aus Leder bekleidet im Fahrzeug sitzt, erheblich.

**4.2.1 Konfiguration 414 nach ISO 13232**

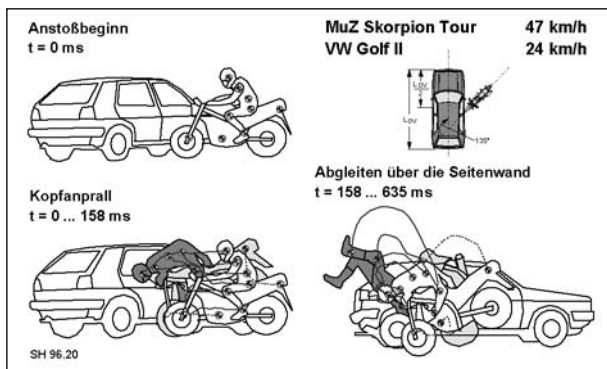
Es wurden bisher bei DEKRA drei Full-Scale-Crashtests nach Konfiguration 414 (Frontalaufprall eines Motorrads unter 45° gegen die Seite eines



**Bild 4.23:** Full-Scale-Crashtest nach Konfiguration 414 ISO 13232 mit Anstoß einer 48 km/h schnellen Skorpion Tour gegen die B-Säule eines mit 24 km/h fahrenden VW Golf I, (SH 95.32, BERG et al., 1998)



**Bild 4.24:** Full-Scale-Crashtest nach Konfiguration 414 ISO 13232 mit Anstoß einer 47 km/h schnellen Honda CB 450 N gegen einen stehenden VW Golf I, (SH 95.33, BERG et al., 1998)



**Bild 4.25:** Full-Scale-Crashtest SH 96.20 nach Konfiguration 414 ISO 13232 mit Anstoß einer 47 km/h schnellen MuZ Skorpion Tour gegen einen mit 24 km/h fahrenden VW Golf II, (SH 96.20, BERG et al., 1998)

Autos) durchgeführt, die für Publikationen freigegeben worden sind. Diese Tests können somit auch im Rahmen des vorliegenden Projektes verwendet werden. Bei einem Versuch stieß eine MuZ Skorpion Tour mit 48 km/h gegen die B-Säule eines 24 km/h schnellen VW Golf I, Bild 4.23. Bei einem weiteren Versuch stieß eine Honda CB 450 N mit 47 km/h Geschwindigkeit gegen einen stehenden VW Golf I, Bild 4.24. Ein dritter Versuch wurde mit Anstoß einer 47 km/h schnellen MuZ Skorpion Tour gegen die B-Säule eines mit 24 km/h fahrenden VW Golf II durchgeführt, Bild 4.25.

In Tabelle 4.1 sind die Messwerte der Versuche SH 95.33 und SH 96.20 aufgeführt. Bei Versuch SH 95.32 rissen Messkabel, deshalb stehen zu diesem Test nur die Ergebnisse der Filmauswertung (Bewegungsabläufe) zur Verfügung. Der Kopfanprall des Motorradfahrers am Personenkraftwagen ereignete sich bei allen drei Versuchen zwischen 124 und 158 ms nach dem Anprallbeginn des Motorrad-Vorderrades.

Bei Versuch SH 95.33 mit Anprall exakt in der Mitte des Personenkraftwagens (gemäß Vorgabe nach ISO 13232, Konfiguration 414) hat der Motorradfahrer Kopfkontakt an der rückwärtigen Seitenscheibe des Personenkraftwagens. Danach gleitet er an dessen hinterer Seitenwand ab. Dies ist mit relativ geringen Belastungen verbunden. Trifft je-

Messgröße	SH 95.33		SH 96.20		Biomechanischer Grenzwert
	Maximal-Wert	3-ms-Wert	Maximal-Wert	3-ms-Wert	
Resultierende Kopfbeschleunigung	68 g	57,2 g	141 g	62,8 g	80 g über 3 ms
HIC	157		281		1 000 max.
Halsbiegemoment $M_{by}$	31,5 Nm <sup>1)</sup> -17,1 Nm <sup>2)</sup>		20,5 Nm <sup>1)</sup> -72,6 Nm <sup>2)</sup>		Retroflexion 57 Nm
Halskraft $F_x$ <sup>3)</sup>	-0,92 kN 0,23 kN		-0,65 kN 0,72 kN		1,1 kN über 45 ms
Halskraft $F_z$ <sup>4)</sup>	-0,39 kN 1,93 kN		-1,78 kN 3,64 kN		1,1 kN über 45 ms
Resultierende Brustbeschleunigung	46 g	13,6 g	114 g	88 g	60 g über 3 ms
Resultierende Beckenbeschleunigung	43 g	40,2 g	110 g	24,6 g	60 g über 3 ms
Oberschenkelkraft links <sup>4)</sup>	-10,3 kN 0,8 kN		-0,5 kN 4,9 kN		10,0 kN
Oberschenkelkraft rechts <sup>4)</sup>	-2,2 kN 2,1 kN		-0,0 kN 10,0 kN		10,0 kN

1) Biegemoment nach vorn    2) Biegemoment nach hinten (Retroflexion)  
3) Scherkraft    4) Zug- oder Druckkraft (Druckkraft ist negativ)

**Tab. 4.1:** Übersicht der Dummy-Messwerte bei den Versuchen SH 95.33 und SH 96.20 (Konfiguration 414 ISO 13232)

doch bei Versuch SH 96.20 das Motorrad den Personenkraftwagen ca. 15 cm weiter hinten (noch innerhalb der zulässigen Toleranz nach ISO 13232), gleitet der Dummy bereits mit dem Beginn des Anpralls an der Pkw-Seite entlang, Bild 4.25. Daher ist es bei Durchführung derartiger Tests wichtig, den vorgesehenen Punkt am Personenkraftwagen exakt zu treffen, um so eine Vergleichbarkeit der Bewegungsabläufe und Anprallereignisse zu gewährleisten.

Beim Vergleich der Messwerte fällt bei beiden Versuchen die erhöhte Kopfbeschleunigung  $a_{3ms} = 57$  bzw.  $63$  g auf. Die HIC-Werte sind dagegen mit 157 bzw. 281 relativ gering. Besonders stark wird der Hals mit einem Halsbiegemoment von  $72,6$  Nm (Retroflexion) und einer maximalen Halskraft von  $3,64$  kN bei Versuch SH 96.20, Tabelle 4.1, belastet.

Beim Test mit Anstoß einer Honda CB 450 N an der Seite eines VW Golf I (SH 95.33) wird der linke Oberschenkel mit einer Kraft von  $10,3$  kN (Druckkraft) über dem zugehörigen biomechanischen Grenzwert von  $10$  kN belastet, Tabelle 4.1. Dagegen ist beim Versuch SH 96.20 die Belastung des linken Oberschenkels nur gering. Dies ist aus dem Bewegungsablauf zu erklären: Bei Versuch SH 96.20 rutscht der Dummy schneller nach vorn, der Punkt des Kopfkontaktes liegt aber tiefer am Fahrzeug und die Beine werden auf Zug belastet, da sie bereits vom Motorrad gelöst sind. Im Gegensatz dazu sitzt der Dummy bei Versuch SH 95.33 unmittelbar vor dem Kopfanprall nur wenig nach vorne geneigt auf dem Motorrad. Beim Anstoß am Personenkraftwagen wird vor allem der linke Oberschenkel auf Druck belastet. Die Unterschiede der Belastungen im Oberschenkel sind somit auf unterschiedliche Bewegungsabläufe zurückzuführen.

Die Brustbelastung lag bei Versuch SH 96.20 mit  $a_{3ms} = 88$  g ebenfalls über dem zugehörigen Grenzwert  $60$  g. Diese ist auf den harten Anprall der Brust auf den Lenker und die Instrumententafel zurückzuführen. Dieser fand etwa zeitgleich mit dem Kopfanprall ( $158$  ms) statt.

#### 4.2.2 Konfiguration 412 nach ISO 13232

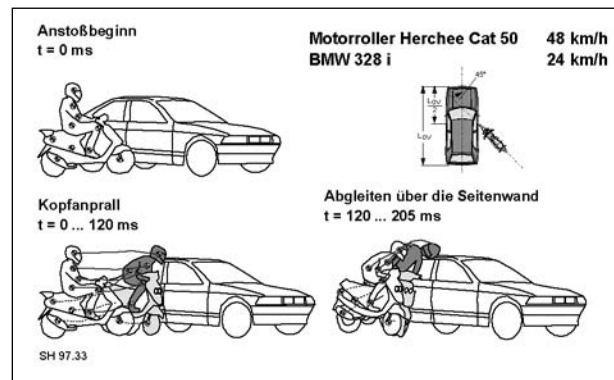
Nach Konfiguration 412 wurde bisher ein für Publikationen freigegebener Test durchgeführt, Bild 4.26. Dabei stieß ein Roller Herchee Cat 50 mit  $48$  km/h gegen die Seite eines mit  $24$  km/h fahrenden 3er BMW. Bei diesem Versuch wurde ein nicht instrumentierter Hybrid-III-Dummy benutzt. Es liegen daher keine Messwerte vor. Aus dem Bewegungs-

ablauf ist jedoch ersichtlich, dass der Dummy eine ähnliche Vorwärtsbewegung wie ein normaler Motorradfahrer durchführt. Es kommt ebenfalls zu einem Kopfanprall an der Dachkante des Pkw. Eine marginale Veränderung durch den Beinschutz stellte sich nicht ein. Ein Vergleich mit Motorradcrashtests ist daher möglich.

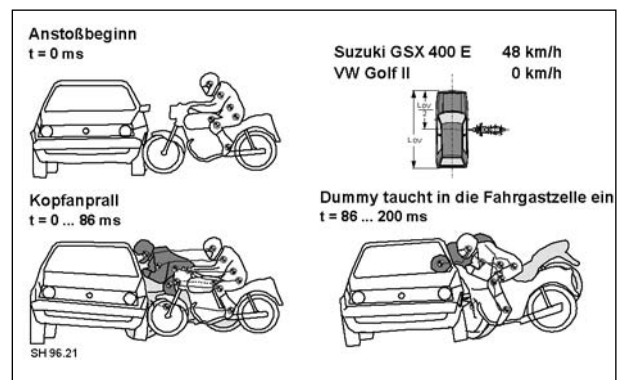
#### 4.2.3 Konfiguration 413 nach ISO 13232

Nach Konfiguration 413 ISO 13232 wurden bisher ebenfalls drei für Publikationen freigegebene Crashtests durchgeführt. Weitere Versuche nach Konfiguration 413 ISO 13232 wurden im Rahmen des vorliegenden Projektes durchgeführt und sind in Kap. 4.2.4 beschrieben. Bild 4.27 zeigt einen Versuch, bei dem eine Suzuki GSX 400 E mit  $48$  km/h Geschwindigkeit gegen die B-Säule eines stehenden VW Golf II stößt.

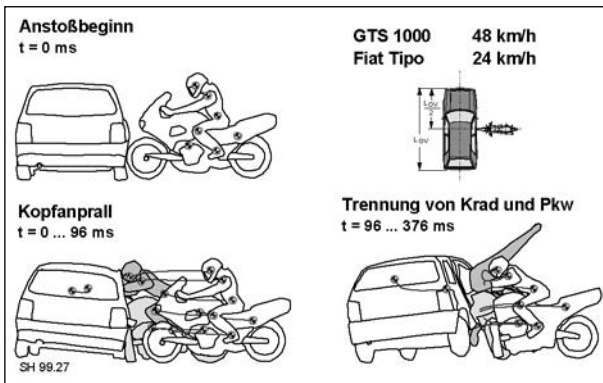
Bei Kollisionsbeginn bilden die Fahrzeuglängsachsen den Winkel  $90^\circ$ . Der stehende Pkw räumt während des Bewegungsablaufes nicht die Kollisi-



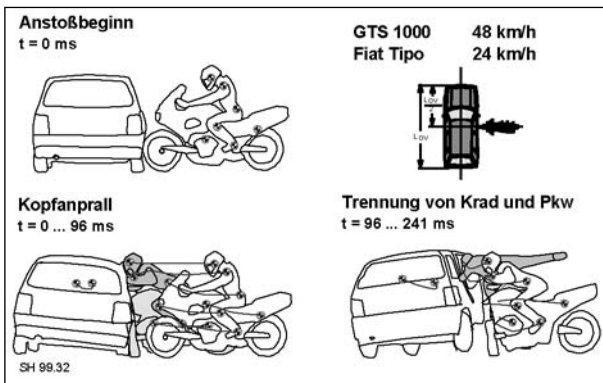
**Bild 4.26:** Full-Scale-Crashtest nach Konfiguration 412 ISO 13232 mit Anstoß eines  $48$  km/h schnellen Rollers Herchee Cat 50 gegen einen mit  $24$  km/h fahrenden BMW 3er, (SH 97.33, BERG et al., 1998)



**Bild 4.27:** Full-Scale-Crashtest nach Konfiguration 413 ISO 13232 mit Anstoß einer  $48$  km/h schnellen Suzuki GSX 400 E gegen einen stehenden VW Golf II, (SH 96.21, BERG et al., 1998)



**Bild 4.28:** Full-Scale-Crashtest nach Konfiguration 413 ISO 13232 mit Anstoß einer 48 km/h schnellen Yamaha GTS 1000 gegen einen mit 24 km/h fahrenden Fiat Tipo, (SH 99.27, BERG et al., 2000)



**Bild 4.29:** Full-Scale-Crashtest nach Konfiguration 413 ISO 13232 mit Anstoß einer 48 km/h schnellen YamahaGTS 1000 gegen einen mit 24 km/h fahrenden Fiat Tipo, (SH 99.32, BERG et al., 2000)

onsstelle. Infolgedessen wird der größte Teil der kinetischen Energie des anstoßenden Motorrades in Deformationsarbeit umgesetzt. Dies spiegelt sich in der anprallbedingten Beschleunigung des Kopfes mit  $a_{3ms} = 84,4 \text{ g}$  wieder. Die Belastung des Halses bei der Retroflexion liegt mit  $-126,1 \text{ Nm}$  weit über dem zugehörigen Grenzwert  $-57 \text{ Nm}$ .

Für zwei weitere Versuche, SH 99.27 und SH 99.32, die ebenfalls nach Konfiguration 413 ISO 13232 durchgeführt wurden, zeigen die Bilder 4.28 und 4.29 die zugehörigen Bewegungsabläufe. Anders als bei Versuch SH 96.21 war hierbei der Personenkraftwagen bereits vor der Kollision bewegt (BERG et al., 2000).

In Tabelle 4.2 sind die Messwerte der drei nach Konfiguration 413 ISO 13232 durchgeführten Versuche gegenübergestellt. Die hierbei gemessenen Kopfbelastungen sind bei den beiden Versuchen gegen den fahrenden Pkw deutlich geringer als beim Versuch gegen den stehenden (SH 96.21). Der Messwert der Retroflexionsbelastung des Halses liegt zwar beim Versuch SH 99.32 mit  $-59 \text{ Nm}$

Messgröße	SH 96.21		SH 96.27		SH 99.32		Biomechanischer Grenzwert
	Maximal-Wert	3-ms-Wert	Maximal-Wert	3-ms-Wert	Maximal-Wert	3-ms-Wert	
Res. Kopfbeschleunigung	109 g	84,4 g	48,6 g	40,4 g	91,6 g	66 g	80 g über 3 ms
HIC	379		163		293		1 000
Halsbiegemoment $M_{by}$	13,3 Nm <sup>1)</sup> -126,1 Nm <sup>2)</sup>		21,7 Nm <sup>1)</sup> -33,6 Nm <sup>2)</sup>		11,0 Nm <sup>1)</sup> -59,0 Nm <sup>2)</sup>		max. Retroflexion 57 Nm
Halskraft $F_x^{3)}$	-2,67 kN 0,49 kN		-1,1 kN 0,6 kN	0,44 kN (45 ms)	-1,4 kN 0,2 kN	0,51 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Halskraft $F_z^{4)}$	-4,41 kN 1,79 kN		-1,5 kN 1,7 kN	1,03 kN (45 ms)	-2,8 kN 0,8 kN	0,43 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Res. Brustbeschleunigung	34 g	31,9 g	18,6 g	18,2 g	21,9 g	20,8 g	60 g über 3 ms
Brustdeflektion	-		-10,5 mm		-16,3 mm		50,8 mm
Res. Beckenbeschleunigung	-		41,3 g	22,3 g	29,1 g	28,7 g	60 g über 3 ms
Oberschenkelkraft links <sup>4)</sup>	-2,7 kN 3,0 kN		-8,1 kN 0,9 kN		-2,8 kN 1,5 kN		10,0 kN
Oberschenkelkraft rechts <sup>4)</sup>	-0,6 kN 4,6 kN		-3,3 kN 4,1 kN		n. m.		10,0 kN

1) Biegemoment nach vorn 2) Biegemoment nach hinten (Retroflexion)  
3) Scherkraft 4) Zug- oder Druckkraft (Druckkraft ist negativ)

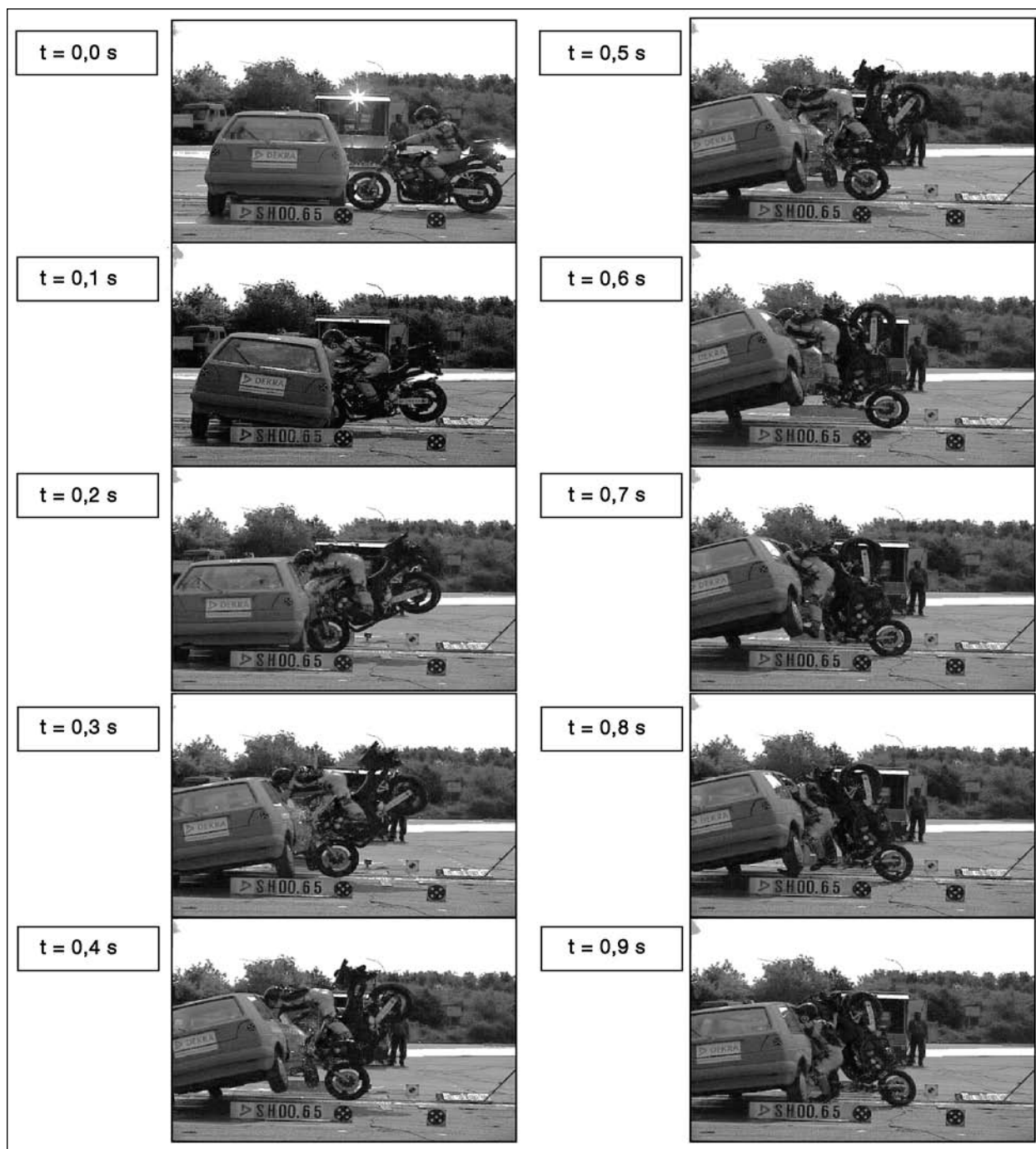
**Tab. 4.2:** Übersicht der Dummy-Messwerte bei den Versuchen SH 96.21, SH 99.27 und SH 99.32 (Konfiguration 413 ISO 13232)

dicht über seiner biomechanischen Grenze, ist aber ebenfalls deutlich geringer als beim Versuch SH 96.21. Auch der 3-ms-Wert der Halsdruckkraft  $F_z = 1,03 \text{ kN}$  liegt beim Versuch SH 99.27 nahe an der zugehörigen biomechanischen Grenze. Mit  $-8,1 \text{ kN}$  liegt die linke Oberschenkelkraft bei Versuch SH 99.27 weit höher als bei den anderen Versuchen derselben Konfiguration. Dies ist durch den zufälligen rechtwinkligen Anprall des Beines auf der Fahrbahn zu erklären.

#### 4.2.4 Full-Scale-Tests im Rahmen des vorliegenden Projektes

Im Rahmen des vorliegenden Projekts wurden drei Full-Scale-Tests nach Konfiguration 413 durchgeführt. Die beteiligten Fahrzeuge waren bei allen Tests identisch. Als Motorrad kam eine Yamaha FZS 600 Fazer zum Einsatz. Kollisionspartner war ein VW Golf II. Das Motorrad prallte mit einer Geschwindigkeit von 48 km/h gegen den stehenden Pkw. Die Bewegungsabläufe der beiden ersten Versuche SH 00.65 und SH 01.01 sind in den Bildern 4.30 und 4.31 dargestellt. Der Kopfanprall fand beim Versuch SH 00.65 bei  $t = 93 \text{ ms}$  und beim Versuch SH 01.01 bei  $t = 102 \text{ ms}$  statt.

Beim dritten Full-Scale-Versuch (SH 01.72) war die Yamaha mit einem speziell konzipierten Airbag

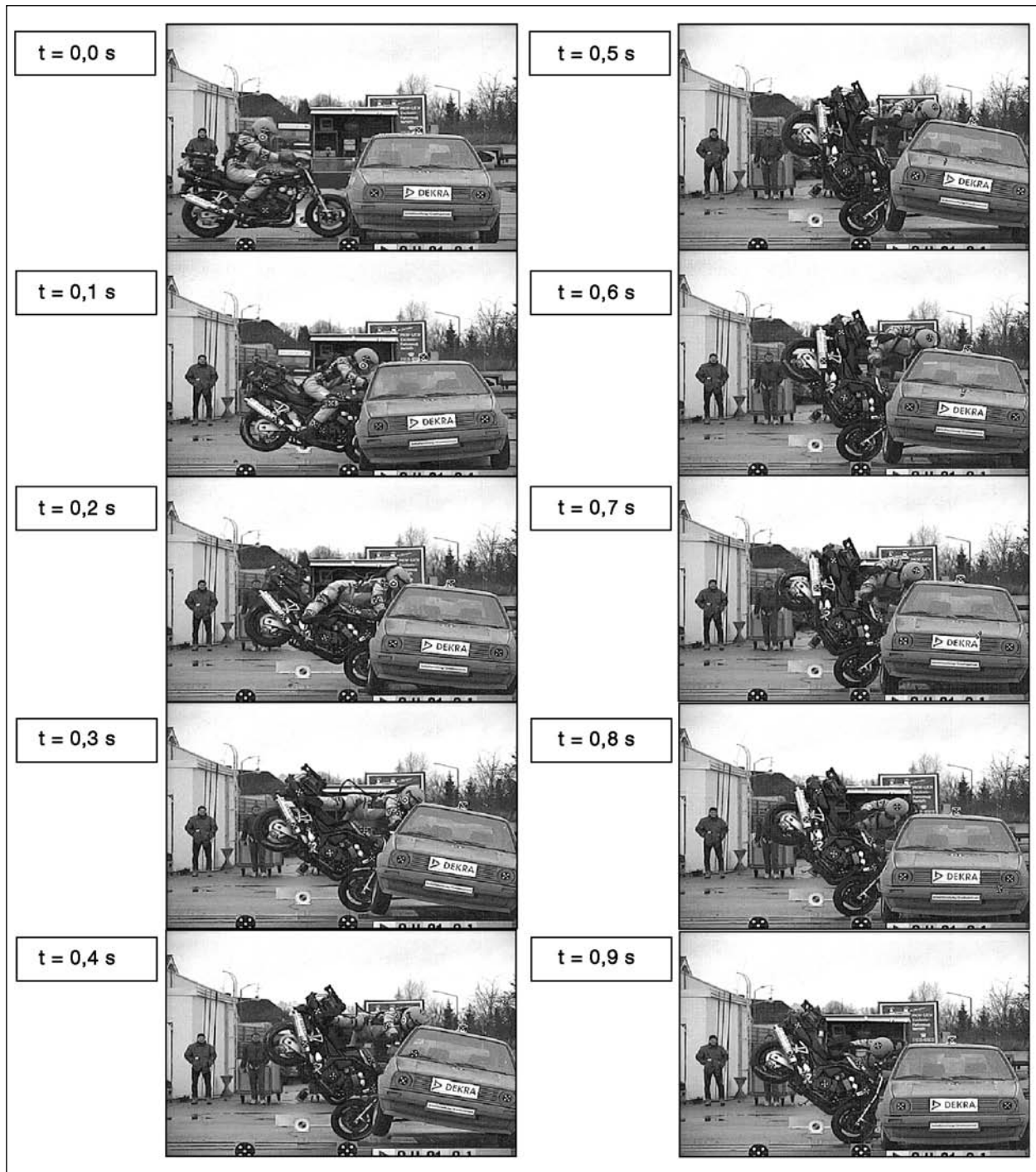


**Bild 4.30:** Bewegungsablauf beim Full-Scale-Test SH 00.65 nach Konfiguration 413 ISO 13232 mit Anstoß einer 48 km/h schnellen Yamaha FZS 600 Fazer gegen einen stehenden VW Golf II

ausgerüstet, der über einen Berührungssensor und ein Zeitverzögerungsglied gezündet wurde. Der Airbag stellte sich nach den Schlittenversuchen als das Sicherheitselement mit den geringsten Dummybelastungswerten heraus. Dies sollte mit einem abschließenden Full-Scale-Test verifiziert werden. Der Bewegungsablauf dieses Versuches ist in Bild 4.32 dargestellt. Der Kopfanprall (Zeitpunkt mit der höchsten Kopfverzögerung) fand nach 109 ms statt.

Die gemessenen Dummy-Belastungen sind in Tabelle 4.3 zusammengefasst. Die Werte der resultierenden Kopfbeschleunigung sind bei den beiden ersten Versuchen nahezu identisch und liegen mit 79 g bzw. 78,4 g am Grenzwert von 80 g. Hier sind erhebliche Verletzungen zu erwarten. Die Halskraft  $F_x$  ist mit 0,63 kN und 0,89 kN etwas erhöht. Ursache für diese Belastungswerte ist der Kopfanprall des Dummies an die Dachkante des Personenkraftwagens. Beim Versuch SH 01.01 liegt die Druck





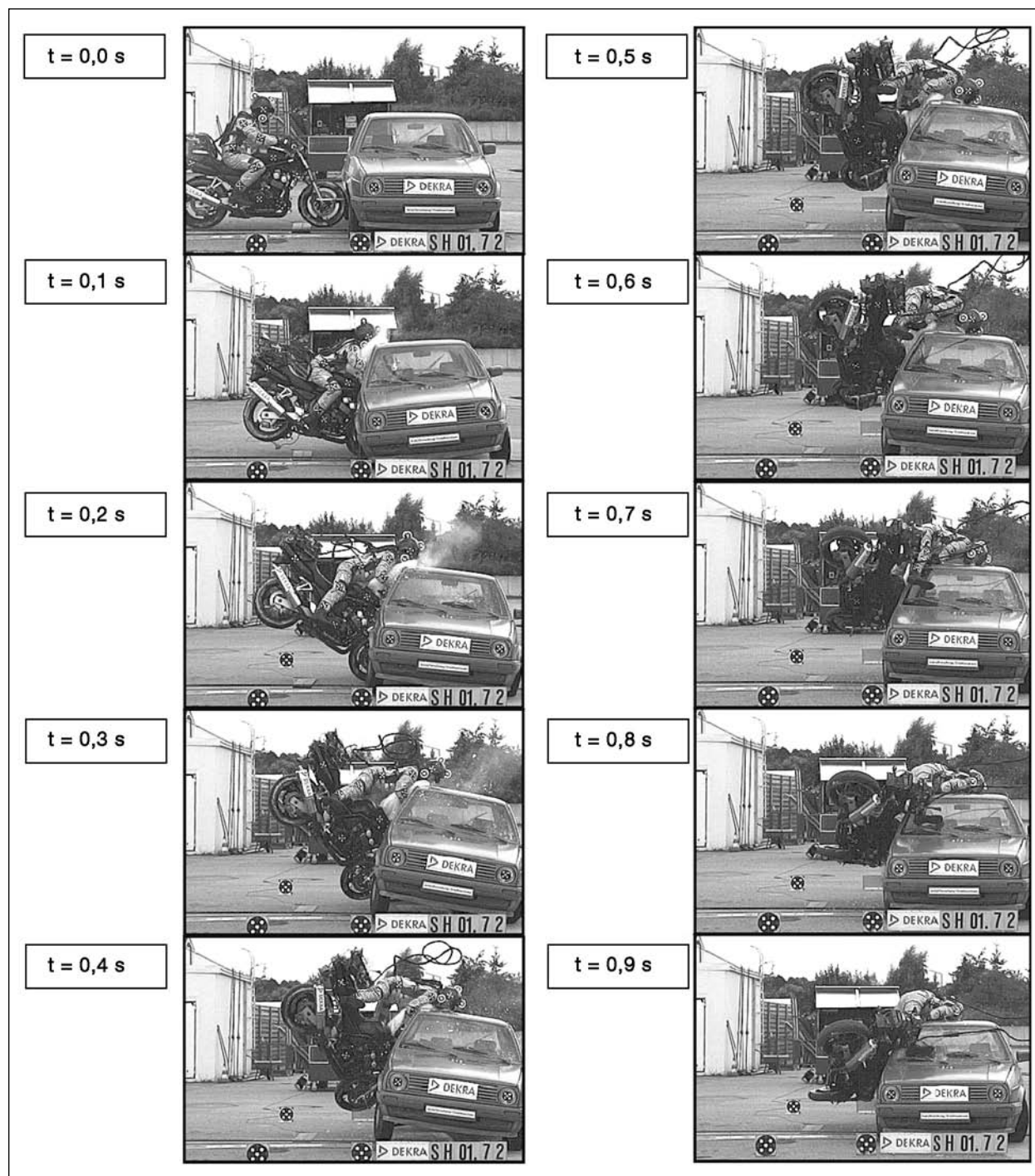
**Bild 4.31:** Bewegungsablauf beim Full-Scale-Test SH 01.01 nach Konfiguration 413 ISO 13232 mit Anstoß einer 48 km/h schnellen Yamaha FZS 600 Fazer gegen einen stehenden VW Golf II

kraft im linken Oberschenkel mit 9,2 kN nahe dem Grenzwert von 10 kN. Dies ist mit dem zufälligen Auftreffen des Beines auf der Fahrbahn gegen Ende des Versuchs zu erklären. Alle anderen Messwerte liegen im unkritischen Bereich. Beim Versuch SH 01.72 zeigt der Airbag seine schützende Wirkung. Hier liegen alle Messwerte deutlich unter den

Grenzwerten. Hervorzuheben ist hier der besonders niedrige HIC-Wert von 69 (siehe Kapitel 4.2.5).

#### 4.2.5 Zusammenfassende Darstellung der Full-Scale-Crashtestergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der vorstehend beschriebenen Full-Scale-Crashtests zusam-



**Bild 4.32:** Bewegungsablauf beim Full-Scale-Test SH 01.72 nach Konfiguration 413 ISO 13232 mit Anstoß einer 48 km/h schnellen Yamaha FZS 600 Fazer (Ausrüstung mit Airbag) gegen einen stehenden VW Golf II

mengefasst und somit der Status quo der Motorrad-Sicherheit, wie er sich anhand dieser Crashversuche darstellen lässt, beschrieben und kommentiert.

Bild 4.33 zeigt den HIC-Wert aller Tests der Konfigurationen 413 und 414 nach ISO 13232. Dieser Wert liegt für alle Versuche sehr deutlich im unkritischen Bereich, obwohl der Dummykopf bei fast

allen Versuchen an der harten Dachkante anprallte (Ausnahme SH 01.72); ein Ergebnis, auf das die Schutzwirkung des Helmes einen entscheidenden Einfluss hat. Der niedrige Wert von Versuch SH 01.72 zeigt, dass die Vermeidung des Kopfanpralls durch den Airbag zu einer drastischen Senkung des HIC-Wertes führt und somit einen Schritt in die richtige Richtung darstellt.

Bei Betrachtung der resultierenden Kopfverzögerungen in Bild 4.34 stellen sich die Messwerte differenzierter dar. Der biomechanische Grenzwert

Messgröße	SH 00.65		SH 01.01		SH 01.72		Biomechanischer Grenzwert
	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	
Res. Kopfbeschleunigung	82,9 g	79 g	103,7 g	78,4 g	34,6 g	31,1 g	80 g über 3 ms
HIC	371		396		69		1 000
Halsbiegemoment $M_{by}$	47,0 Nm <sup>1)</sup> -23,1 Nm <sup>2)</sup>		96,7 Nm <sup>1)</sup> -23,3 Nm <sup>2)</sup>		98 Nm <sup>1)</sup> -21 Nm <sup>2)</sup>		max. Retroflexion 57 Nm
Halskraft $F_x$ <sup>3)</sup>	-2,09 kN 0,51 kN	0,63 kN (45 ms)	-0,2 kN 2,1 kN	0,89 kN (45 ms)	1,4 kN -0,1 kN	0,6 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Halskraft $F_z$ <sup>3)</sup>	-1,16 kN 3,05 kN	0,55 kN (45 ms)	-4,2 kN 0,83 kN	0,41 kN (45 ms)	0,7 kN -0,9 kN	0,2 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Res. Brustbeschleunigung	22,2 g	21,3 g	21 g	18,4 g	22,5 g	18,8 g	60 g über 3 ms
Brustdeflektion	19,2 mm		2,0 mm		5,7 mm		50,8 mm
Res. Beckenbeschleunigung	32,5 g	30,2 g	49,5 g	34 g	25,2 g	24,5 g	60 g über 3 ms
Oberschenkelkraft links <sup>4)</sup>	-0,7 kN 1,3 kN		-9,2 kN 2,2 kN		1,1 kN -0,1 kN		10,0 kN
Oberschenkelkraft rechts <sup>4)</sup>	-1,8 kN 1,5 kN		-0,5 kN 2 kN		1,5 kN -0,4 kN		10,0 kN

1) Biegemoment nach vorn    2) Biegemoment nach hinten (Retroflexion)  
3) Scherkraft    4) Zug- oder Druckkraft (Druckkraft ist negativ)

Tab. 4.3: Übersicht der Dummy-Messwerte bei den Full-Scale-Tests SH 00.65, SH 01.01 und SH 01.72

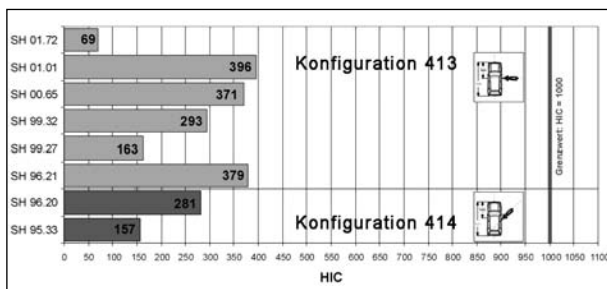


Bild 4.33: Übersicht über die gemessenen HIC-Werte der Versuche nach Konfiguration 413 und 414, ISO 13232

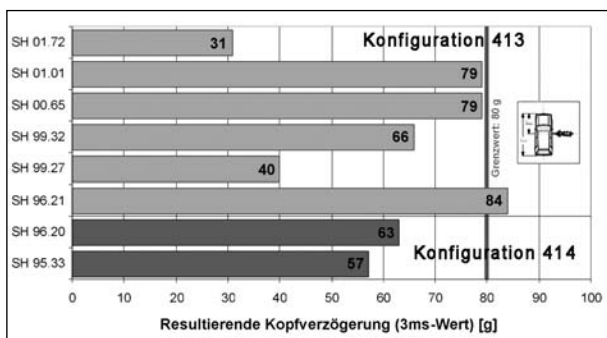


Bild 4.34: Übersicht über die gemessenen Werte der resultierenden Kopfverzögerung aller Versuche der Konfigurationen 413 und 414 nach ISO 13232

wird bei den drei Versuchen mit stehendem Pkw unter 90°-Anprall ohne Airbag entweder erreicht oder sogar überschritten. Der Dummy prallte mit dem Kopf unmittelbar gegen die Dachkante des Pkws. Hierbei war die Anprallenergie so hoch, dass in allen Fällen der Pkw um etwa 30–40 cm angehoben wurde. Die Dachkante gab nur wenig nach, so dass der Kopf und der Hals den größten Teil der Energie aufnehmen mussten. Hier sind erhebliche Verletzungen zu erwarten.

Beim Anprall gegen den fahrenden Pkw (SH 99.27 und SH 99.32) sind die gemessenen Werte nicht so hoch, da hier aufgrund der seitlichen Bewegung des Personenkraftwagens ein Abgleiten des Dummys stattfand. Die axiale Belastung auf den Kopf ist somit nicht mehr so hoch. Dies gilt ebenso beim schrägen Anprall nach Konfiguration 414.

Der Versuch mit eingesetztem Airbag (SH 01.72) liefert hier wiederum den niedrigsten aller Verzögerungswerte. Auch bei diesem Versuch wurde der Pkw angehoben und seitlich versetzt. Allerdings wurde ein großer Teil der Anprallenergie des Dummys vom Airbag aufgenommen, indem er einerseits den Dummykopf weich auffing und ihn andererseits über die Dachkante hinweghob.

Bei Betrachtung der Halsbiegemomente  $M_{by}$  in Bild 4.35 präsentiert sich ein ähnlich uneinheitliches Bild. Beim Versuch SH 96.21 beträgt das Halsbiegemoment nach hinten (Retroflexion) 126 Nm und ist damit mehr als doppelt so hoch wie der zulässige biomechanische Grenzwert von 57 Nm. Dieser hohe Wert resultiert aus der Tatsache, dass der Auftreffpunkt des Dummys etwas unterhalb der Dachkantenmitte am Pkw lag. Es fand ein Abgleiten des Dummykopfes nach unten statt. Dies hatte aufgrund der Hebelverhältnisse ein Moment nach

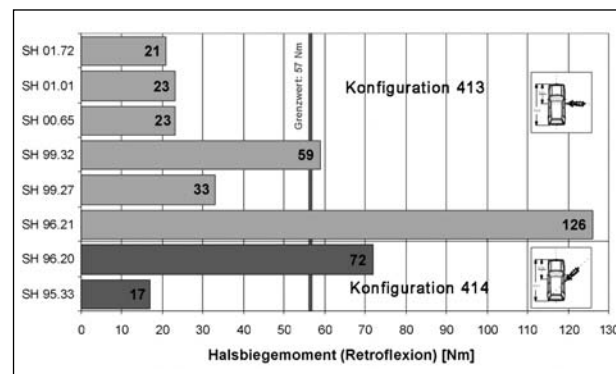


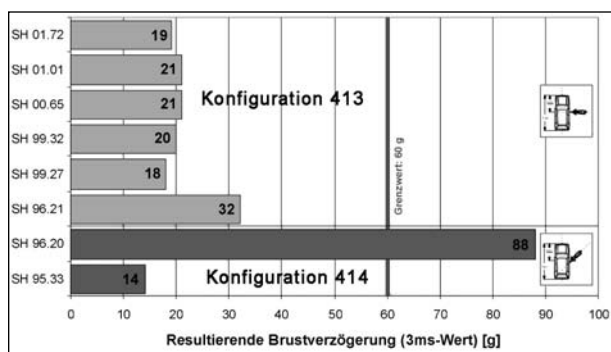
Bild 4.35: Übersicht über die gemessenen Werte des Halsbiegemomentes  $M_{by}$  nach hinten (Retroflexion) aller Versuche der Konfigurationen 413 und 414 nach ISO 13232

hinten zur Folge. Das gleiche Szenario lag bei Versuch SH 99.32 vor. Hier liegt die gemessene Belastung mit 59 Nm knapp über dem Grenzwert. Beim Versuch SH 96.20 prallte der Dummy mit dem Kopf gegen den unteren Scheibenrahmen der hinteren Tür des Pkw und erzeugte so wiederum ein Halsmoment nach hinten. Daraus resultiert der hohe Wert von 72 Nm. Bei den übrigen Versuchen war die Retroflexion unterkritisch.

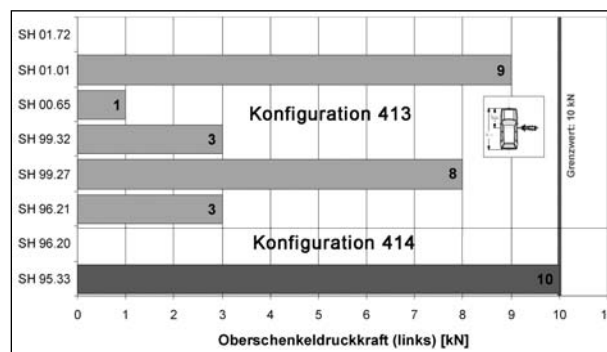
In Bild 4.36 und Bild 4.37 sind die Dummybelastungen für Brust und Becken dargestellt. Die Werte liegen überwiegend weit unterhalb ihrer biomechanischen Grenzwerte. Lediglich beim Versuch SH 96.20 liegt die Brustverzögerung weit oberhalb des zulässigen Grenzwertes. Grund hierfür ist der harte Anprall des Dummys an die Instrumententafel des Motorrads, der etwa zeitgleich mit dem Kopfanprall stattfand. Die Werte für die Beckenverzögerung liegen sämtlich im unkritischen Bereich. Hier weist wiederum der Versuch SH 96.20 einen leicht erhöhten Wert auf. Bei diesem Versuch wurde als Motorrad eine MuZ Scorpion eingesetzt. Dieses Motorrad ist mit einem Sporttank ausgerüs-

tet, der eine Tankrampe von annähernd 90° hat. Die mögliche Trennung von Dummy und Maschine wird dadurch erschwert. Der Aufsasse wird durch die Aufprallverzögerung vor den Tank geschoben, der wie eine Barriere wirkt (hohe Beckenverzögerung). Der Oberkörper klappt vornüber und der Brustbereich schlägt auf dem Instrumententräger an (hohe Brustverzögerung).

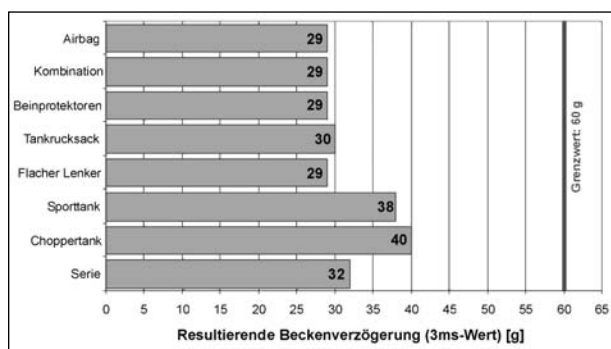
Die Bilder 4.38 und 4.39 zeigen die Oberschenkelbelastungen im rechten und linken Bein des Dummys. Während die Belastungen im rechten Oberschenkel unkritisch sind, zeigen sich im linken Oberschenkel einige Besonderheiten. Durch den schrägen Anprall nach Konfiguration 414 wird das Dummybein beim Versuch SH 95.33 zwischen Pkw und Krad eingeklemmt. Die Folge davon ist eine hohe Druckbelastung, die mit 10 kN genau dem Grenzwert entspricht. Bei den Versuchen SH 99.27 und SH 01.01 sind die erhöhten Werte von 8,1 kN und 9 kN auf ein rechtwinkliges Abknicken des Beines bei der Landung auf der Fahrbahn zurückzuführen. Die übrigen Werte liegen im unkritischen Bereich.



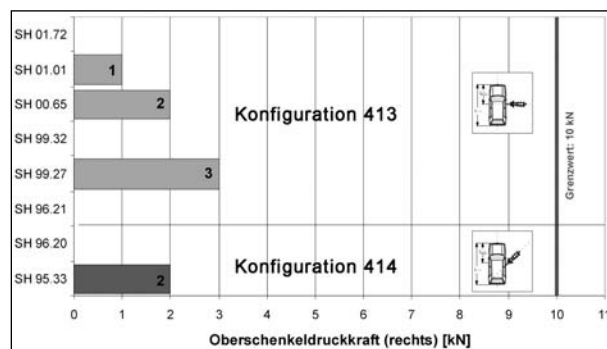
**Bild 4.36:** Übersicht über die gemessenen Werte der resultierenden Brustverzögerung aller Versuche der Konfigurationen 413 und 414 nach ISO 13232



**Bild 4.38:** Übersicht über die gemessenen Werte der Druckkraft im linken Oberschenkel aller Versuche der Konfigurationen 413 und 414 nach ISO 13232



**Bild 4.37:** Übersicht über die gemessenen Werte der resultierenden Beckenverzögerung aller Versuche der Konfigurationen 413 und 414 nach ISO 13232



**Bild 4.39:** Übersicht über die gemessenen Werte der Druckkraft im rechten Oberschenkel aller Versuche der Konfigurationen 413 und 414 nach ISO 13232

Werden die zuvor dargestellten Ergebnisse der durchgeführten Full-Scale-Crashtests zusammengefasst, so stellt sich folgendes Bild dar:

Die ermittelten HIC-Werte lagen für alle Versuche unter dem Grenzwert. Bei den Halskräften war der Grenzwert einmal überschritten und zweimal nahezu erreicht. Das Halsbiegemoment lag dreimal über der kritischen Grenze, während der Grenzwert für die Brustverzögerung nur einmal überschritten wurde. Die Messwerte für die Beckenverzögerung und die Oberschenkelbelastung lagen stets unterhalb der biomechanischen Grenzwerte.

Alle gemessenen kritischen oder lebensbedrohlichen Belastungswerte resultieren direkt oder indirekt aus dem Kopfanprall des Dummys an der Dachkante des Personenkraftwagens. Es handelt sich hierbei um die Kopf- und Brustverzögerungen sowie das Halsbiegemoment. Die ermittelten Werte waren teilweise so hoch, dass lebensgefährliche oder tödliche Verletzungen die Folge sein können. Hierbei ist die Kollisionsgeschwindigkeit des Motorrads zu beachten. Entsprechend der Vorgabe von ISO 13232 betrug diese bei den durchgeführten Versuchen 48 km/h. Im Vergleich zum realen Unfallgeschehen mit schwer verletzten und getöteten Motorrad-Aufsassen erscheint diese Geschwindigkeit als zu niedrig (siehe Kapitel 2.3.2 des vorliegenden Berichtes). Es ist zu vermuten, dass die gemessenen Dummy-Belastungen – insbesondere des Kopfes – bei einer höheren Kollisionsgeschwindigkeit deutlich größere Risiken für schwere und tödliche Verletzungen aufgezeigt hätten.

Vordringliche Maßnahme ist also, Kopf und Hals zu schützen, um diese potenzielle Gefahr vom Motorradaufsassen abwenden zu können. Der Kopfanprall muss entweder verhindert oder aber entschärft werden (siehe Bild 2.31 in Kapitel 2.4). Das heißt, beim Verbleiben des Aufsassen auf dem Motorrad muss die Anprall-Energie auf ein für den Motorradfahrer erträgliches Belastungsniveau abgesenkt werden. Ebenso könnte allerdings die Energie dazu genutzt werden, den Aufsassen zum Überfliegen des Kollisionsobjektes zu bewegen. In beiden Fällen müssen am Krad die Voraussetzungen durch zusätzliche Anbauteile geschaffen werden. Genau dieses Anforderungsprofil wurde vom Airbag in Versuch SH 01.72 erfüllt. Der direkte Dachanprall des Kopfes wurde vermieden und der gesamte Oberkörper wurde über die Dachkante gehoben und so aus dem Gefahrenbereich gebracht. Alle gemessenen Werte lagen weit unterhalb der biomechanischen Grenzwerte.

Um allgemein gültige Erkenntnisse über das Potenzial eines Motorradairbags zu gewinnen, sind nach ISO 13232 jedoch weitere Full-Scale-Versuche und Computersimulationen bei anderen Versuchskonstellationen sowie eine umfassende Kosten/Nutzen-Bewertung nötig.

## 5 Entwicklungspotenziale für die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder

Über die Sicherheit von Motorrädern wurde in der Vergangenheit vielfach berichtet. Bereits Anfang der 70er Jahre sind Resultate von Crashtests mit Motorrädern publiziert worden (BOTHWELL, 1973). Der Komplexität des Themas entsprechend sind hierbei das Motorrad selbst, die Motorradfahrer-Schutzbekleidung und die Unfallgegner betrachtet worden. Einen Überblick über den Stand der Erkenntnisse der passiven Motorradsicherheit mit Schwerpunkt auf Motorrad/Pkw-Kollisionen zu Beginn der 80er Jahre gibt SPORNER (1982). Den Motorrad-Alleinunfall behandelt LECHNER (1986). Die hierbei beschriebenen Möglichkeiten der Entwicklung von Sicherheitselementen und Sicherheitsmotorrädern sowie vorhandene Sicherheitsdefizite, z. B. von Lenkern und Tanks, wurden mehrfach diskutiert (DANNER et al., 1986, LANGWIEDER et al., 1987).

In Großbritannien sind in den 80er Jahren umfangreiche Untersuchungen zum Thema Motorradfahrer-Beinschutz durchgeführt worden (CHINN und MCAULY, 1986, CHINN et al., 1989). Ähnliche Untersuchungen fanden auch in Japan statt (SAKAMOTO, 1989). Überlegungen der Hersteller zur Verbesserung der Motorrad-Sicherheit lassen sich in der Patent-Literatur finden. Hierzu gehört unter anderem ein beweglicher Tankaufsatz (Patentschrift BMW 1987) oder eine Airbag-gestützte Hubsitzbank (Patentschrift BMW 1991). In den 90er Jahren gehörten die Vereinheitlichung der Bedingungen für Full-Scale-Crashtests und numerische Simulationen zu den Schwerpunktthemen. Dabei stand zunächst die kontrovers geführte Diskussion über den Nutzen des Beinschutzes für Motorradfahrer im Mittelpunkt des Interesses (ZELLNER et al., 1991, ROGERS, 1991). Ende der 90er Jahre ist auch der Airbag für Motorradfahrer erneut mit umfangreichen Testreihen untersucht worden (IJIAMA et al., 1998).

Zur Realisierung eines Motorrads mit gesteigerter passiver Sicherheit sind grundsätzlich zwei Prinzipien vorstellbar. Einerseits kann – wie bei einem Personenkraftwagen – der Aufsasse auf dem Motorrad-Sitz angegurtet werden. Dies ist in einer Patentschrift von SCHIMMELPFENNIG (1986) ausführlich beschrieben. Zu diesem Konzept gehört eine Deformationszone im Frontbereich des Motorrads (so genannte „Knautschzone“). Bei einer Frontalkollision eines derartigen Sicherheitsmotorrades wird in dessen Deformationszone kinetische Energie in Deformationsarbeit umgewandelt. Gleichzeitig hält der Gurt den Aufsassen auf dem Sitz zurück. Hierdurch lassen sich bis zu einer bestimmten Kollisionsgeschwindigkeit direkte Anprallkontakte des Motorradfahrers mit dem Unfallgegner vermeiden. Kritiker dieses Prinzips zweifeln daran, dass sich eine für die relevanten Kollisionsgeschwindigkeiten ausreichende Deformationszone darstellen lässt. Zudem ist das Prinzip nur bei frontalen Kollisionen wirksam. Die Darstellung eines umfassenderen Schutzes auch bei schrägen und seitlichen Kollisionen würde weitere Maßnahmen erfordern, die in Konsequenz letztlich zu einem für konventionelle Motorräder untypischen „zweirädrigen Sicherheitszellen-Vehikel“ führen. In den 90er Jahren hat BMW mit dem C 1 ein solches Fahrzeug entwickelt (LOTZ, 1991). Es weist ein frontales Deformationselement auf, der von der Helmtragepflicht entbundene Fahrer ist auf seinem Sitz angegurtet und von einer Sicherheitszelle umgeben. Die Markteinführung des C 1 fand im Frühjahr 2000 statt.

Zur Steigerung der passiven Sicherheit von konventionellen Motorrädern wird in Fachkreisen überwiegend ein anderes Prinzip favorisiert. Hierbei soll im Falle des frontalen Motorrad-Anstoßes so rasch wie möglich die Trennung von Aufsasse und Motorrad eingeleitet werden. Hierfür ist es wichtig, dass sich der Aufsasse nicht an Teilen des Motorrads verhakt. Eine aufrechte Sitzposition in Verbindung mit entsprechenden Gestaltungen von Lenker, Tank und Beinschutz kann die Trennung von Aufsasse und Motorrad begünstigen. Im Falle der frontalen Kollision des Motorrads gegen die Seite eines Personenkraftwagens kann so der besonders gefährliche Anprall des Motorradfahrers an der Dachkante des Personenkraftwagens vermieden werden. Im günstigsten Fall wird ein so genannter Überflug des Motorradfahrers über den Unfallgegner hinweg eingeleitet. Auf der Basis der Untersuchungen und Erkenntnisse von SPORNER (1982) entstand aus diesem Konzept

die Studie eines Sicherheitsmotorrades (GAUKLER, 1984). Einige der in dieser Studie enthaltenen Elemente und Wirkungsprinzipien sind auch bei Serien-Motorrädern zu finden. Mit den Arbeiten von LECHNER (1986) ist das Prinzip der möglichst frühzeitigen Trennung von Aufsasse und Motorrad auch für Alleinunfälle als sicherheitsfördernd nachgewiesen worden.

Im Folgenden werden die wichtigsten der in der Vergangenheit und Gegenwart entwickelten Sicherheitskonzepte für Motorräder und Motorradsicherheitselemente vorgestellt.

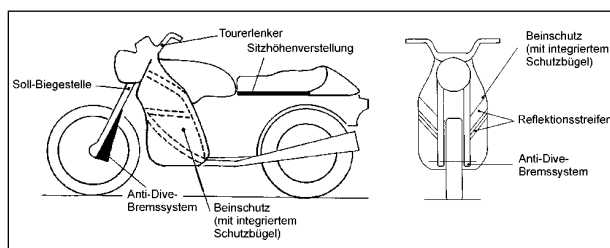
## 5.1 Motorrad-Sicherheitskonzepte

### 5.1.1 Konzept von SPORNER

Anfang der 80er Jahre hat SPORNER (1982) eine Sicherheitsmotorrad-Studie vorgestellt (Bild 5.1), bei der im Fall einer frontalen Kollision gegen die Seite eines Pkw durch eine günstige Sitzposition sowie eine optimierte Gestaltung von Tankrampe, Beinschützer und Lenker der Überflug des Motorradfahrers über das Dach des Pkw eingeleitet wird.

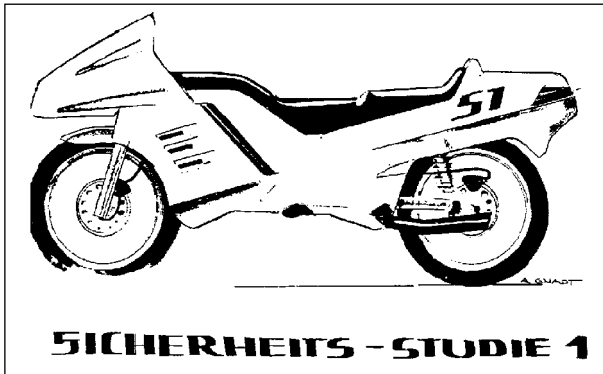
Das Anti-Dive-System wurde in den 80er Jahren eingeführt, brachte jedoch nicht den gewünschten Erfolg für die aktive Sicherheit. Daher verschwand es Anfang der 90er Jahre wieder vom Markt. Auf die positive Wirkung hinsichtlich der passiven Sicherheit wurde dabei keine Rücksicht genommen. Momentan wird kein Serienmotorrad mehr mit diesem System ausgerüstet.

Beinprotektoren können das Bein des Fahrers beim Frontalanprall oder beim Anprall schräg von vorn direkt schützen, während sie sich auf die Aufwärtsbewegung des Fahrers nach dem Anprall auch negativ auswirken können. Dies ist der Fall, wenn der Fahrer nicht mehr in translatorischer Bewegung nach vorn bewegt wird, sondern durch den Anprall z. B. an die Beinschützer eine Rotation

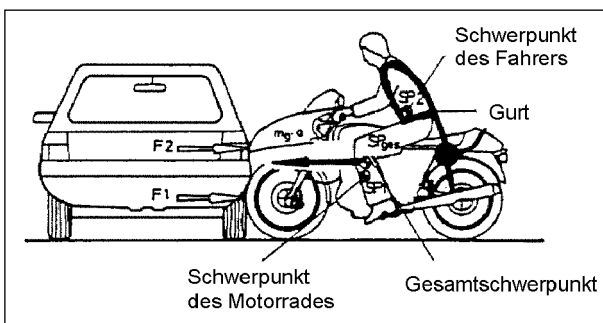


**Bild 5.1:** Möglichkeiten zur Verbesserung eines Zweirades hinsichtlich passiver Sicherheit (SPORNER, 1982)

um das Becken erfährt. Es ergibt sich dann eine Verringerung der Kopfhöhe und eine flachere Flugbahn. Das Risiko, auf unelastische Komponenten des Unfallgegners zu treffen, ist somit höher.



**Bild 5.2:** Sicherheitskrad mit Knautschzone (SCHIMMELPFENNIG, 1986)



**Bild 5.3:** Kraft- und Momentengleichgewicht beim Frontalaufprall mit dem Sicherheitsmotorrad nach SCHIMMELPFENNIG (1986)

Eine Abschätzung, welches Risiko für das Erleiden von Verletzungen größer ist, muss im jeweiligen Fall durch konkrete Tests und durch Auswertungen von Realunfällen hinsichtlich beider Anprallsituationen ermittelt werden. Aus den vorliegenden Untersuchungen (vgl. Kapitel 2) kann jedoch schon aufgrund der Unfallhäufigkeit der frontalen Konfiguration 225 (ISO 13232) mit 1,5 % und des seitlichen Anpralls, Konfiguration 413 (ISO 13232), mit 15 % eine deutliche Tendenz aufgezeigt werden. Demnach steht im Allgemeinen die Vermeidung des Kopfanpralls am Anprallgegner im Vordergrund.

SPORNER ergänzte 1987 sein Konzept durch den Einsatz eines Airbags und führte einige Versuche durch, bei denen sich eine positive Veränderung der Flugbahn durch den Airbag eingestellt hat.

### 5.1.2 Konzept von SCHIMMELPFENNIG

SCHIMMELPFENNIG entwickelte 1986 ein Konzept für ein Motorrad mit Knautschzone, Bild 5.2.

Hier wird davon ausgegangen, dass schon das Aufbäumen des Motorradhecks unterbunden werden muss und nicht erst dessen Folgen. Dies soll durch ein Gegenmoment erreicht werden, das von dem über dem Vorderrad angeordneten Deformationselement (Knautschzone) aufgebracht werden soll. Gleichzeitig werden die Motorradfahrer auf dem Motorrad durch einen Gurt fixiert, um einen unkontrollierten Aufprall auf den Unfallgegner oder eine Sekundärkollision zu verhindern, Bild 5.3. Ver-



**Bild 5.4:** BMW C1 (BMW, 1999)

vollständig wird das Konzept durch seitliche Stoßfänger für Fahrer und Beifahrer sowie einen federbelasteten Tank. Unter dem Tank ist eine vorgespannte Feder angebracht. Kommt es zu einem Frontalaufprall, wird der Tank durch die Massenkraft aus seiner Arretierung ausgeklinkt. Die Feder stößt ihn nach oben. Der nun nach vorn fliegende Fahrer drückt den Tank in seine Halterung zurück. Durch die dafür benötigte Energie wird die Wucht seines Stoßes herabgesetzt.

### 5.1.3 BMW C1

Die Firma BMW hat 1992 einen neuen Weg zur Erhöhung der passiven Sicherheit beschrrieben. Der BMW C1 ist eine Synthese aus motorisiertem Zweirad und Automobil. Um dem direkten Anprall gegen den Kollisionsgegner nicht mehr unmittelbar ausgesetzt zu sein, wurde um das Zweirad eine Art Fahrgastzelle entwickelt, Bild 5.4. Diese wurde anfangs eher als zweiraduntypisch angesehen. Trotz dieser Einschätzungen wurde der C1 bis zur Serienreife entwickelt. Es entstand ein Roller mit Überrollkäfig, der gleichzeitig als Regenschutz dient. Basis des C1 ist eine Aluminiumrahmenkonstruktion in Alu-Space-Frame-Technik, die leicht gebaut ist, aber gleichzeitig die Insassen sehr zuverlässig schützt mit zusätzlichem Energie absorbierendem Crash-Element im vorderen Kotflügel und in den seitlichen Anpralldämpfern. Der C1 ist durch die Verwendung von zwei diagonal verlaufenden Gurtsystemen für den Fahrer in Deutschland und anderen europäischen Ländern von der Helmtragepflicht befreit, die normalerweise für alle Aufsassen von motorisierten Zweirädern gilt. Die Belastungen des Fahrers bei einem Frontalcrash sind mit der des Pkw-Fahrers vergleichbar.

## 5.2 Konzepte für Motorradsicherheits-elemente

### 5.2.1 Verkleidung

Die Hauptaufgabe der Verkleidung ist eine günstige aerodynamische Wirkung. Vor allem bei Rennmaschinen sind deshalb Vollverkleidungen üblich. Zusätzlich kann die Verkleidung positive Einflüsse auf die passive Sicherheit eines Motorrades haben. Der Effekt der „stabilen Fahrgastzelle“ kann hiermit zumindest in geringem Maße auch auf das Motorrad übertragen werden. In der Literatur (BOTH-

WELL, 1973) sind Vorschläge zur Optimierung der Schutzwirkung von Motorrad-Verkleidungen zu finden. Ein Beispiel dazu zeigt Bild 5.5.

BMW hat in einer Studie (KARACSONYI et al., 1995) ein Motorrad entworfen, bei dem die Beine des Motorradfahrers durch einen so genannten Überlebensraum geschützt werden (Bild 5.6). Durch den Boxermotor und die stark nach außen gezogene hintere Verkleidung entsteht ein Sicherheitsraum für die Beine. Bei einer Streifkollision oder bei einem geraden Anprall von der Seite kann dieser vor Verletzungen der Beine schützen. Ein solcher Sicherheitsraum kann auch durch Anbauteile (z. B. Verkleidung in Verbindung mit Gepäckkoffern) erzeugt werden.

Rutscht das Motorrad bei einem Alleinunfall oder nach einer Kollision mit der Seite liegend auf der

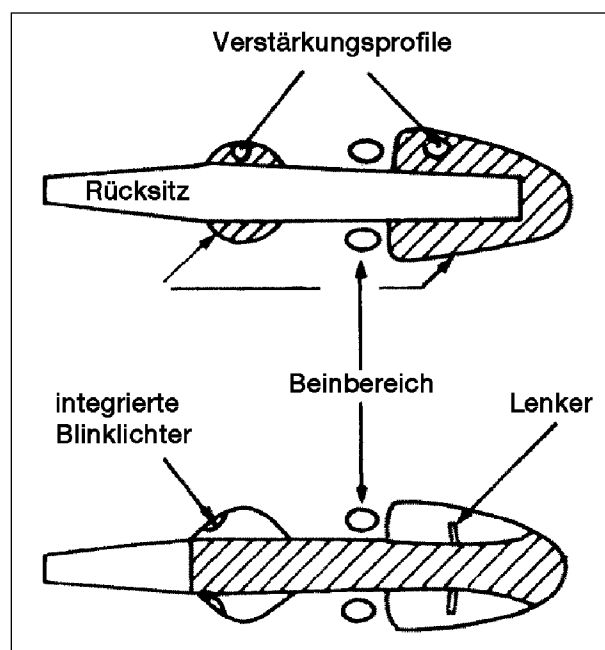


Bild 5.5: Beispiel einer optimierten Motorradverkleidung (BOTHWELL, 1973)

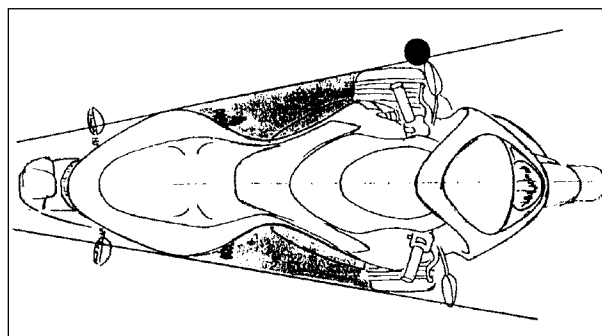
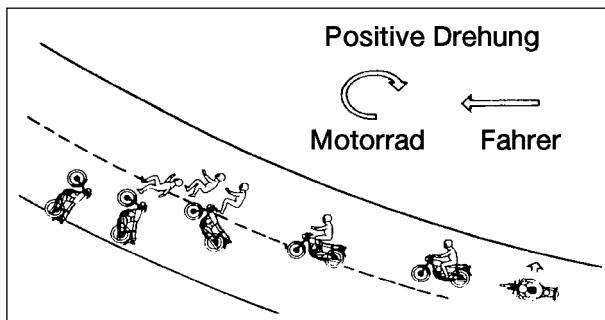


Bild 5.6: Durch Anbauteile sichergestellter Beinschutz (KARACSONYI et al., 1995)

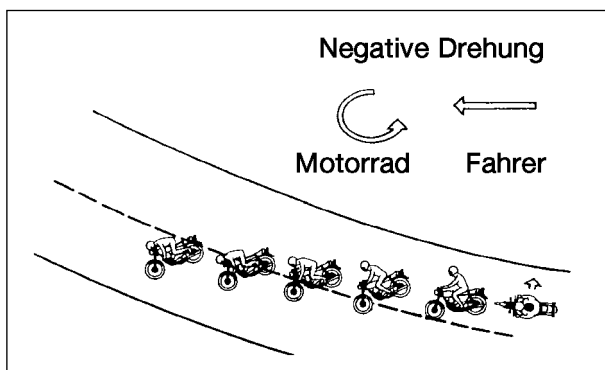


Fahrbahn, lassen sich nach LECHNER (1986) zwei Drehrichtungen unterscheiden, Bilder 5.7 und 5.8.

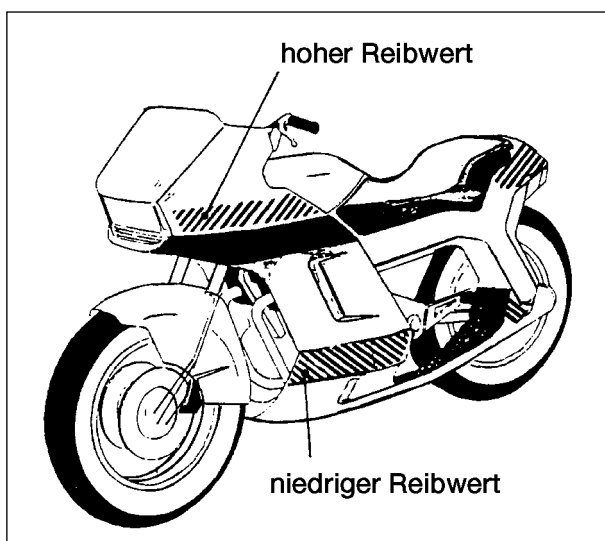
Die so genannte „positive“ Drehrichtung hat zur Folge, dass unmittelbar nach dem Umkippen das Lösen von Motorrad und Aufsasse begünstigt wird. Hierbei dreht sich das Motorrad unter dem Aufsas-



**Bild 5.7:** „Positive“ Drehrichtung nach LECHNER (1986), der Aufsasse löst sich vom Motorrad und das Motorrad rutscht vor dem Aufsassen in seine Endlage



**Bild 5.8:** „Negative“ Drehrichtung nach LECHNER (1986), der Aufsasse löst sich nicht vom Motorrad und das Motorrad rutscht hinter dem Aufsassen in seine Endlage



**Bild 5.9:** Mögliche Anordnung von Verkleidungsteilen mit unterschiedlichen Reibwerten (LECHNER, 1986)

sen in der Bewegungsrichtung mit den Rädern nach vorne weg. Infolge der größeren Masse und geringeren Reibung auf der Fahrbahn rutscht es schneller und entfernt sich dabei vom Aufsassen.

Die so genannte „negative“ Drehrichtung erfolgt umgekehrt. Das Motorrad dreht sich unter dem Aufsassen so, dass dieser in der Bewegungsrichtung vor dem Motorrad auf die Fahrbahn fällt. Hierbei lösen sich Motorrad und Aufsasse nicht voneinander. Im weiteren Ablauf wird der Aufsasse von dem hinter ihm rutschenden Motorrad gefährdet. Im ungünstigen Fall kann der Motorradfahrer in den Gegenverkehr geschoben oder zwischen dem Motorrad und einem Hindernis, z. B. einem Baum oder einem Schutzplankenpfosten, eingeklemmt werden.

Die „positive“ Drehung kann durch seitliche Flächenabschnitte mit erhöhtem Reibbeiwert im oberen Bereich und durch Flächenabschnitte mit besonders niedrigem Reibbeiwert im unteren Bereich der Verkleidung begünstigt werden, Bild 5.9.

Eine besondere Formgebung der Verkleidung im Kniebereich (Kniepolster) kann im Zusammenspiel mit der Tankrampe ein Anheben des Oberkörpers und Kopfes vom Motorradfahrer begünstigen. Voraussetzung hierfür ist jedoch eine aktive Abstützung des Oberkörpers über die Arme und Hände am Lenker. Crashtests mit einem passiven Dummy als Motorradfahrer zeigen, dass allein mit Kniepolster und Tankrampe zwar ein Anheben der Hüfte möglich ist. Die gleichzeitige Überlagerung der Oberkörperrotation nach vorne kompensiert dies jedoch zumindest teilweise wieder. In ungünstigen Fällen findet ein Anheben des Beckens bei gleichzeitigem Absenken des Kopfes statt.

### 5.2.2 Sitzbank

Eine unter Berücksichtigung von ergonomischen Erkenntnissen positionierte und gestaltete Sitzbank kann die aktive Sicherheit durch eine gute taktile, haptische und psychokinetische Koppelung von Fahrer und Motorrad erhöhen. Zur Steigerung der passiven Sicherheit bietet die Sitzbank zusätzliche Möglichkeiten, um die bei Frontkollisionen gewünschte Aufwärtsbewegung des Motorradfahrers gezielt einzuleiten. Hierzu sind in der Literatur drei mögliche Ansätze beschrieben.

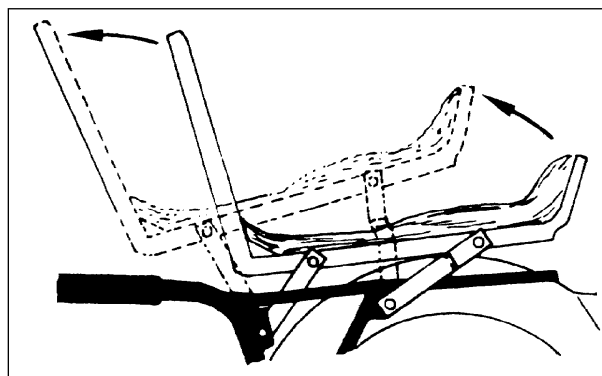
Bei der in Bild 5.10 dargestellten Viergelenk-Sitzbank nach SEIDL (1981) fängt ein Bügel den bei einer Frontkollision infolge der Trägheitswirkung relativ zum Motorrad nach vorne strebenden Auf-

sassen ab. Die dabei auf die Sitzbank übertragene kinetische Energie führt in Verbindung mit der viergelenkigen Lagerung die Sitzbank nach oben. Durch ein Vorkippen der Sitzbank entsteht dabei eine Rampe, an welcher der Aufsasse weiter nach oben über den Unfallgegner (Personenkraftwagen) hinweg gleiten kann.

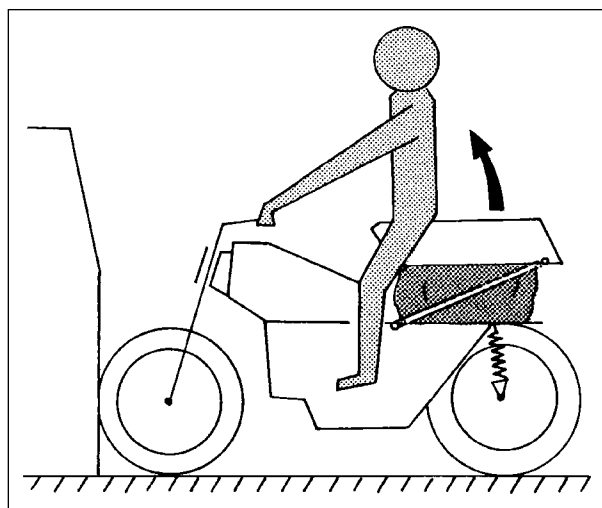
Speziell im Hinblick auf die Einleitung eines Überfluges wurden eine so genannte „Airbag-gestützte Hubsitzbank“ (BMW-Patent DE 40 13 807 A1, 1991) und eine Hebel-Roll-Sitzbank vorgeschlagen (BMW-Patent DE 40 13 807 A1, 1991).

In beiden Fällen soll über ein Anheben der Sitzbank eine Vorwärts-Aufwärts-Bewegung des Aufsassen rechtzeitig vor dem Anprall mit Kopf und Oberkörper am Unfallgegner eingeleitet werden. Bei der Airbag-gestützten Variante erfolgt dies durch zusätzliche Einbringung von Energie über einen sich unter der Sitzbank entfaltenden Airbag (Bild 5.11). Dieser Ansatz birgt zwei grundsätzliche Probleme. Zum einen wird die kinetische Energie der Aufsassen durch das Anheben erhöht, wodurch ihre resultierende Geschwindigkeit und damit das Risiko von Verletzungen bei nachfolgenden Anprallkontakten steigen. Des Weiteren besteht bei einer Fehlauflösung des Airbags die Gefahr des Abwurfs der Aufsassen.

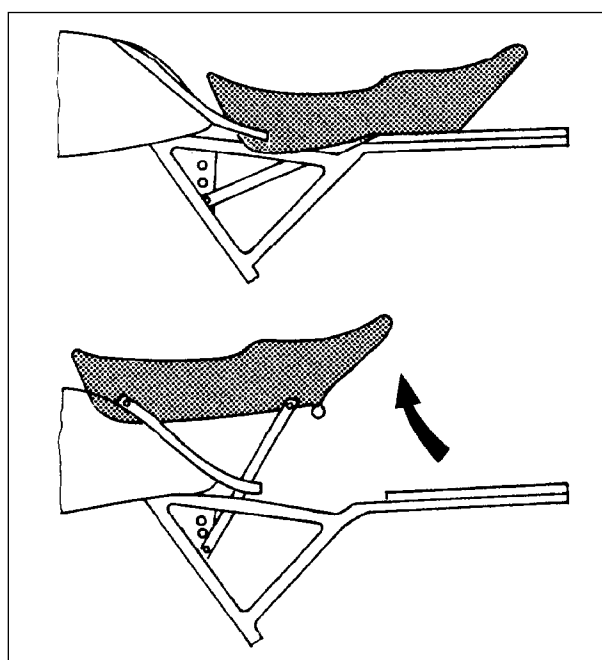
Bild 5.12 zeigt die Hebel-Rollsitzbank nach BERG, GRANDEL und QUECK (BMW-Patentanmeldung mit Offenlegung am 31. Oktober 1991). Damit wurde die grundsätzliche Idee von SEIDL bezüglich der Umwandlung vorhandener kinetischer Energie in ein Anheben der Aufsassen über die Kinematik der Sitzbank aufgegriffen und mit einem rein mechanischen Prinzip realisiert. Die Hebel-Rollsitzbank ist vorne an Rollen, die in tankintegrierten Schienen laufen, geführt. Im hinteren Bereich wird sie durch einen drehbar gelagerten Hebel angehoben. Während der normalen Fahrt verhindert ein Schließmechanismus die Bewegung der Sitzbank relativ zum Motorrad. Im Fall einer Frontalkollision des Motorrads wird dieser Verzögerungsabhängig geöffnet. Anschließend reicht der Reibschluss zwischen dem Gesäß des oder der Aufsassen aus, um die Sitzbank zunächst nach vorne und im Verlauf der weiteren Bewegung mit samt Aufsassen auch aufwärts zu bewegen. Hierbei wird kinetische Energie in Hubarbeit gewandelt und so die resultierende Geschwindigkeit der Aufsassen und damit das Verletzungspotenzial bei nachfolgenden Anprallkontakten gemindert. Zudem ge-



**Bild 5.10:** Viergelenk-Sitzbank zum Anheben des Aufsassen bei frontalen Kollisionen des Motorrads (SEIDL, 1981)



**Bild 5.11:** Durch Airbag angehobene Sitzbank (BMW-Patent, 1991)



**Bild 5.12:** Hebel-Rollsitzbank nach BERG, GRANDEL und QUECK (BMW-Patent, 1991)

langt der Kopf des Motorradfahrers über das Höhen-Niveau der ihn besonders gefährdenden Dachkante eines Personenkraftwagens.

Im Gegensatz zur Airbag-gestützten Hubsitzbank nach SEIDL wird bei der Hebel-Rollsitzbank nach BERG, GRANDEL und QUECK keine zusätzliche Energie in den Aufsassen eingeleitet, sondern es wird vorhandene kinetische Energie in Hubarbeit umgewandelt. Ihre Wirksamkeit haben alle drei Systeme in Praxistests unter Beweis gestellt. In die Serienproduktion wurde bisher jedoch keine derartige Sitzbank übernommen.

### 5.2.3 Airbag

Bisher bietet noch kein Hersteller ein Motorrad mit Airbag an. Seit Mitte der 70er Jahre gibt es allerdings Bestrebungen, den Motorradfahrer durch den Einsatz eines Airbags im Kollisionsfall zu schützen.

#### 5.2.3.1 Grundsatzuntersuchungen

Anregungen zur Entwicklung eines solchen Sicherheitssystems ergaben sich aus Unfallanalysen (FINNIS, 1990, WISMANN et al., 1992). Die Vorteile des Airbags liegen unter anderem im geringen Platzbedarf und daraus resultierend in der Beibehaltung der Charakteristik des Motorrades. Im Laufe der Zeit wurden von verschiedenen Forschungsgruppen unterschiedliche Airbagkonzepte entwickelt. Es ergaben sich dabei stark differierende Ansätze, die wie folgt unterteilt werden können (WISMANN et al., 1992, ZELLNER, 1994):

1. Airbag als Rückhaltesystem,
2. Airbag zur Beeinflussung des Bewegungsablaufes,
3. Airbag als Energie absorbierendes System,
4. eine Kombination aus den anderen Ansätzen.

Durchgeführte Versuchsreihen zeigten die komplexen Zusammenhänge beim Einsatz eines Motorrad-Airbags auf. Es wurde die Notwendigkeit deutlich, ein speziell an die Anforderungen des Motorradunfalls angepasstes System zu entwickeln. Zu den Faktoren, von denen die Leistungsfähigkeit der Airbagsysteme abhängt, gehören z. B.:

- Größe, Form, Einbauort und Material des Luftsacks,
- Ausdehnungsgeschwindigkeit, Innendruck und Druckablasssystem,

- Haltung und Körpergröße des Fahrers,
- Schwellenwerte zur Auslösung der Züngung des Airbagtreibsatzes mit von Sensoren gelieferten Messwerte,
- Neigung des Motorrades,
- Abstützung des Airbags,
- Unfallart.

Vor allem die Entwicklung eines geeigneten Sensor- und Auslösesystems hat großen Einfluss auf die Leistungsfähigkeit des Airbags. Als wichtigste Grundvoraussetzung muss eine rechtzeitige Entfaltung des Airbags gewährleistet sein, um eine optimale Einflussnahme auf die Fahrerbewegung zu erreichen. Andererseits darf das Auslösesystem nicht zu feinfühlig sein, um etwa ein unbeabsichtigtes Auslösen beim Überfahren von Schlaglöchern oder Bordsteinen zu vermeiden (FINNIS, 1990).

Für den Einsatz des Airbags auf dem Motorrad müssen ähnlich wie beim Pkw die mess- und simulationstechnischen Voraussetzungen zur Entwicklung vorhanden sein. Eine Literaturobervachtung des Motorradverbandes Anfang der 90er Jahre (ROGERS, 1991) zeigte hier für viele bis in die späten 80er Jahre durchgeführten Versuchsreihen nur eine beschränkte Aussagekraft aufgrund der unzureichenden Testmethoden. Zusätzlich ergaben sich im Laufe der Forschungstätigkeiten auch einige airbagspezifische Probleme, wie z. B.: Zuverlässigkeit der Auslöseeinheit, Anbringungsort des Airbags, unterschiedliche Airbagkonfigurationen für verschiedene Motorradvarianten, Notwendigkeit einer Auslösezeit von 20 ms oder die Rollbewegung des Motorrades um den Anstoßpunkt. Auch fehlten die im Automobilbereich üblichen Untersuchungen zur unbeabsichtigten Airbagauslösung und zum Einfluss der Fahrerposition auf die Wirkung des Airbags.

#### 5.2.3.2 Untersuchungen zur Schutzwirkung

In einer gemeinsamen Versuchsreihe von DEKRA, dem GDV und der Schweizer Winterthur-Versicherung wurden im Jahre 1987 insgesamt 18 Realunfallsimulationen mit bewegten Personenwagen und dummybesetzten Motorrädern durchgeführt. Ziel war neben der Absicherung von Unfallrekonstruktionen die Analyse eines speziellen Motorrad-Airbags in Verbindung mit Beinanprallpolstern (BERG, 1988).

In vorangegangenen Unfallanalysen zeigte sich eine Verbesserung der Verletzungssituation für den

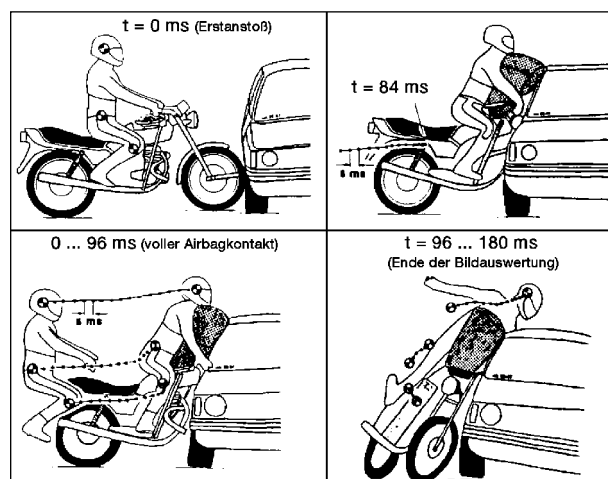
Fahrer, wenn er bei einem Kollisionsanprall seinen Unfallgegner überfliegen konnte. Darauf aufbauend wurde ein Sicherheitskonzept entwickelt, das dem Fahrer ein möglichst ungehindertes Lösen vom Motorrad und ein Überfliegen des Unfallgegners ermöglichen sollte. Hierzu wurden mehrere Schlittenversuche durchgeführt, die Form, Größe und Ort des Airbags festlegen sollten. Daran anschließend wurden drei Full-Scale-Versuche im rechten Winkel gegen die Seite bewegter Personenwagen durchgeführt. In allen Fällen war das Motorrad mit einem Beinschutz versehen, zwei Versuche dienten der Analyse des zusätzlich montierten Airbags. Die Aufprallgeschwindigkeit des Motorrades betrug zwischen 55 und 60 km/h, die Pkw-Geschwindigkeit war um 50 % bzw. 75 % geringer. In diesen Tests konnte der Airbag seine Wirksamkeit beweisen. Der Kopfanprall konnte vermieden werden, und die Bewegung des Fahrers wurde in eine nach oben gerichtete Flugbahn gelenkt. Der Einfluss des Airbags bei den Crashversuchen wird durch Bild 5.13 verdeutlicht (BERG, 1988).

Anfang der neunziger Jahre wurden Untersuchungen unter Beteiligung der Motorradindustrie und verschiedener Forschungsinstitute über die Einsatzmöglichkeiten eines Motorrad-Airbags in Auftrag gegeben. Diese können in zwei Phasen unterteilt werden, wobei die Ergebnisse der ersten Phase 1991 (ROGERS, 1991) und die Ergebnisse der zweiten Phase 1994 (ZELLNER, 1994) veröffentlicht worden sind. Das übergeordnete Ziel dieser Studien war die Beurteilung der Einsatzmöglichkeit und der Auswirkungen auf die Verletzungskosten eines Airbagsystems. Dabei sollte das untersuchte Airbagsystem die Kopf- und Oberkörper-

verletzungen senken, ohne die gesamten Verletzungskosten zu erhöhen. Die erste Phase beinhaltete eine Literaturlauswertung, 19 Schlittenversuche sowie ca. 750 Computersimulationen, um die Einflüsse des Airbagdesigns, des Fahrzeugs, des Fahrers und der Anstoßparameter auf die Wirksamkeit des Airbags zu ermitteln. Mit den in der zweiten Phase unternommenen Leichenversuchen sollten zum einen die resultierenden Verletzungen durch den Airbag für Out-Of-Position-Fahrer untersucht werden. Zum anderen sollten die Computersimulationen mit diesen Daten validiert werden. Zusätzliche Computersimulationen dienten der Bewertung und Optimierung von fünf unterschiedlichen Airbagkonzepten.

Insgesamt zeigte der Einsatz eines Airbags in der vorgestellten Studie ein erhöhtes Potenzial von schwer wiegenden Nackenverletzungen. Bei den Leichenversuchen ergaben sich Nackenbrüche für den nach vorne gebeugten Fahrer. Die Möglichkeit einer Übernahme des Sensors, der Zündung und der Fülltechnik aus dem Automobilbereich wurde bestätigt. Als bester Anbringungsort für den Sensor wurde die Vorderachse ermittelt. Zum Zeitpunkt der Studie wurden die Hauptprobleme in der Airbaggeometrie und dem Timing der Airbagentfaltung gesehen. Wünschenswert erschien ein geeignet geformtes, den Nacken wenig belastendes Airbagkonzept, das sowohl die Gierbewegung des Motorrades nach dem Anprall als auch verschiedene Sitzpositionen des Fahrers berücksichtigt. Damit zeigte sich Bedarf an weiterführenden Untersuchungen, um die Möglichkeiten eines Airbag-einsatzes zu beurteilen (ZELLNER, 1994).

In einer weiteren, 1996 veröffentlichten Studie (CHINN, 1996) des TRL (Transport Research Laboratory) wurde ein spezieller Motorrad-Airbag entwickelt und anschließend auf seine Wirksamkeit geprüft. In verschiedenen Vorstudien hatte der Motorrad-Airbag das Potenzial zur Verletzungssenkung nachgewiesen. Das Airbagkonzept war als Rückhaltesystem für den Fahrer ausgelegt und sollte die kinetische Energie des Fahrers abbauen. Grundlage für diese Entscheidung waren frühere Versuchsergebnisse dieser Forschungsgruppe. Die Hauptfunktion lag im Schutz des Fahrers bei frontalen Anstößen gegen ein stehendes oder bewegtes Fahrzeug. Die optimale Leistungsfähigkeit des Airbagsystems wurde für einen 50%-Fahrer in normaler, aufrechter Sitzposition ausgelegt, der frontal mit 48 km/h gegen die Seite eines stehenden Personenwagens prallt. Für diesen Fall war



**Bild 5.13:** Wirkung eines Motorrad-Airbags beim Frontalaufprall eines Motorrades gegen einen fahrenden Personenkraftwagen (BERG, 1988)

eine Reduzierung der kinetischen Energie des Fahrers um mindestens 70 % angestrebt. Dadurch sollte eine wesentliche Verringerung der Kopf-, Nacken- und Brustbelastungen erreicht werden. Daneben beinhaltete die Zielsetzung des Airbags auch den Schutz für Fahrerabmessungen abweichend vom 50%-Mann, für Fahrer in liegender Haltung und für Fahrer mit zusätzlichem Beifahrer.

Insgesamt konnten aus diesem Test folgende Versuchsergebnisse ermittelt werden:

Die Auslegung des Airbagdesigns anhand von Computersimulationen konnte erfolgreich angewendet werden. Der Prozessablauf mit Computersimulation, statischen Entfaltungstests, Schlittenversuchen und Full-Scale-Tests erwies sich als effektiv. Die Schlittenversuche zeigten eine 100%ige Verzögerung des Aufsassens in allen Testvarianten. Anhand der Schlittenversuche und der Full-Scale-Crashtests konnte die Leistungsfähigkeit eines Airbagsystems nachgewiesen werden. Die Full-Scale-Crashtests zeigten ein vollständiges Zurückhalten des Fahrers durch den Airbag. Die kinetische Energie wurde zwischen 79 und 100 % reduziert. Die Werte für die Nackenbelastungen lagen alle unter den Grenzwerten. Im Vergleich zu früheren Airbagversuchen zeigten sich bemerkenswerte Verbesserungen. Die Auslösezeit für den Airbag wurde in allen Versuchen als ausreichend bestätigt (CHINN, 1996).

Honda konzentrierte sich in der 1998 veröffentlichten Forschungsreihe (IJIMA et al., 1998) auf die Entwicklung eines Airbagsystems für ein spezielles, großes und schweres Motorrad aus dem eigenen Modellprogramm. Das Konzept für diese Airbagentwicklung wurde aus der Analyse japanischer Unfallstatistiken abgeleitet. Der verwendete Airbag mit 120 Liter Rauminhalt basierte auf grundlegenden Voruntersuchungen und sollte vorrangig ein Lösen des Fahrers vom Motorrad verhindern und einen Abbau der Bewegungsenergie erreichen. Es wurden insgesamt 20 Full-Scale-Crashtests in Anlehnung an die ISO 13232 durchgeführt. Hierzu gehörten auch Hochgeschwindigkeitsanstöße, Versuche mit Beifahrern sowie Out-of-Position-Versuche. Zusätzlich wurden ca. 400 Computersimulationen durchgeführt. Sowohl bei den Full-Scale-Tests als auch bei den Computersimulation kamen so genannte Testpaare zum Einsatz. Das heißt, für jede getestete Konfiguration wurde jeweils ein identischer Versuch mit und ohne Airbag durchgeführt. Die Ergebnisse können wie folgt zusammengefasst werden:

In 10 von 11 Versuchen zeigte der Airbag die erwartete Auslösung, in einem Test ergab sich eine unbeabsichtigte Auslösung. Bei 9 Testpaaren zeigte der Airbag in 4 Fällen geringere, in 2 Fällen erhöhte und in 3 Fällen unveränderte Verletzungen. Die meisten Änderungen des Verletzungsbildes beim Einsatz eines Airbags ergaben sich aus dem Bodenanstoß des Dummys resultierend aus der veränderten Flugbahn. Es zeigten sich Unsicherheiten in der Bewertung der Nackenverletzungen aufgrund fehlender biomechanischer Kenntnisse. Beim nach vorn gebeugten Dummy ergaben sich höhere Nackenbelastungen, aber keine Veränderung der Verletzungen im Vergleich zum aufrecht sitzenden Dummy. Ein zusätzlicher Beifahrer bewirkte eine Verletzung des Brustkorbs des Fahrers, aber keine veränderte Verletzungssituation. Kollisionen mit erhöhter Geschwindigkeit zeigten eine erhöhte Eindrückung der Fahrerbrust, aber keine veränderten Verletzungen in der Brustregion im Vergleich zu niedrigeren Geschwindigkeiten. Verglichen mit einem Pkw-Airbag zeigte sich ein relativ großes Risiko/Nutzen-Verhältnis von 25 % in den 9 Full-Scale-Testpaaren und von 16 % bei den 200 Simulationspaaren (IJIMA et al., 1998).

Basierend auf den Ergebnissen von 1998 stellten YAMASAKI et al. 2001 einen modifizierten Airbag vor. Dieser Airbag ist 20 mm höher und 150 mm breiter als sein Vorgänger und kommt nunmehr auf ein Volumen von 140 l (vorher 120 l). Eine Versuchsreihe mit Full-Scale-Tests der Konfigurationen 413 (rechtwinkliger Anprall an fahrenden Pkw) und 414 (schiefwinkliger Anprall an fahrenden Pkw) wurde durchgeführt. Bei dieser Testreihe wurde der Fokus speziell auf die Landung des Dummys gelegt. Die Ergebnisse von 1998 konnten verbessert werden. Aufgrund der breiteren Ausführung des neuen Airbags blieb der Dummy länger auf dem Motorrad sitzen. Dadurch konnte der Airbag mehr kinetische Energie aufnehmen, was dazu führte, dass der Dummy seitlich mit dem Motorrad umfiel und bei der Landung auf dem Boden nicht mehr zuerst mit dem Kopf aufschlug. Dies führte zu einer deutlichen Reduzierung des Verletzungsrisikos.

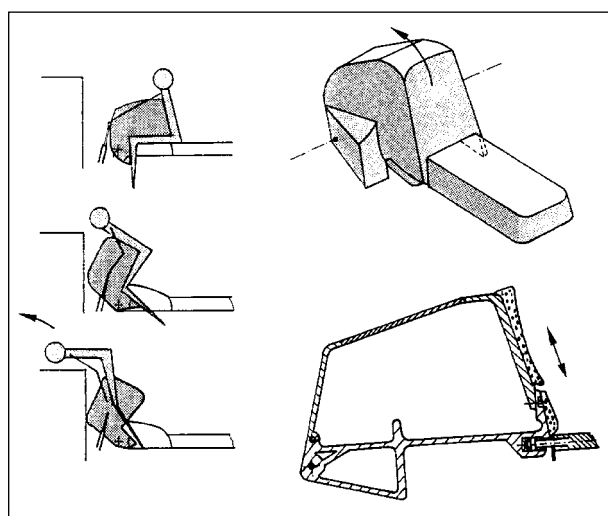
Schließlich wiesen die Autoren in dieser Studie auf die noch zu untersuchenden Aspekte bei der Entwicklung eines Airbagsystems hin. So gilt es, unter anderem eine weitere Verbesserung der Untersuchungsmethoden, vor allem im Bereich der Nackenverletzungen, zu entwickeln. Die Versuche, in denen der Airbag negative Einflüsse auf das Verletzungsverhalten gezeigt hat, müssen weiter un-

tersucht werden, damit gezielt Verbesserungen erreicht werden können. Ein Ziel für die weitere Airbagentwicklung ist zudem die Anwendung des Airbagkonzeptes auf andere Motorradtypen, andere Fahrergrößen und andere Sitzpositionen. Weiterhin müssten „Fire-“ und „No-fire“-Bedingungen für den Airbag für verschiedene Unfall-Szenarien festgelegt und überprüft werden.

#### 5.2.4 Sonstige Komponenten

Auch Motorrad-Zubehör kann Funktionen zur Verbesserung der passiven Sicherheit übernehmen. Als Beispiel hierzu lässt sich ein von der BMW AG entwickelter Tankrucksack anführen, Bild 5.14.

Dieser Tankrucksack besteht aus einem gestaltfesten Material, welches im Anprallbereich des Aufsasses gepolstert ist. Im Falle eines Frontalaufpralls des Motorrades rutscht der Aufsasse infolge seiner Trägheit nach vorne gegen den Rucksack. Durch die Wucht des Aufpralls lösen sich einzelne Arretierungen, wonach sich der gesamte Tankrucksack um eine Achse im Schienbeinbereich dreht. Der durch die Trägheitswirkung weiter nach vorne rutschende Aufsasse liegt zunächst mit Brust, Oberschenkeln, Knien und teilweise auch Unterschenkeln am Tankaufsatz an. Die folgende Drehbewegung des Aufsatzes lenkt ihn dann nach oben um. Dabei gelangt der Kopf über das Dachkantenniveau eines Personenkraftwagens. Es folgt ein Rutschen mit dem Oberkörper auf die vom Aufsatz gebildete Rampe. Zunächst verhindert der Tankrucksack direkte Anstöße des Motorradfahrers am Unfallgegner. Außerdem hält die seitliche Formge-



**Bild 5.14:** Wirkungsdarstellung eines Sicherheits-Tankrucksacks bei einer Frontalkollision (BMW-Patentschrift, veröffentlicht am 1. Oktober 1987)

bung seine unteren Extremitäten vom Lenker des Motorrades ab. So können dort keine Verhakungen und Verletzungen entstehen. Die Bewegung in aufwärtiger Richtung und die Reibung am Tankrucksack bewirken einen Energieverbrauch, der die resultierende Geschwindigkeit des Motorradfahrers und damit sein Verletzungsrisiko mindert. Die Möglichkeit eines Überflugs bleibt bei ausreichender Ausgangsgeschwindigkeit erhalten.

## 6 Schlittenversuche zur Entwicklung und Erprobung passiver Sicherheitselemente motorisierter Zweiräder

Neben einer Bewertung der passiven Sicherheit von Motorrädern durch eine Begutachtung der hierfür relevanten Merkmale (siehe Kapitel 4.1 des vorliegenden Berichtes) und der Durchführung von Full-Scale-Crashtests (z. B. nach ISO 13232, siehe Kapitel 4.2) sind Schlittenversuche eine weitere Möglichkeit der Untersuchung, Prüfung und Bewertung von passiver Motorradsicherheit. Die Automobil-Industrie setzt Schlittenversuche zur Entwicklung von Elementen, Komponenten und Baugruppen der passiven Sicherheit ein. Wie bei Full-Scale-Crashtests werden die Fahrzeuginsassen durch Dummies repräsentiert. Dabei werden mit einem idealisierten realen Versuchsaufbau auf einem Schlitten die interessierenden Funktionen und Wirkungen der Sicherheitselemente untersucht und optimiert. Auch hier gehört heute der ergänzende Einsatz von numerischer Simulation zum Stand der Technik. Schlittenversuche werden zum Teil in Vorwärtsrichtung mit Beschleunigung und anschließender Verzögerung des Schlittens nach einem aus dem Full-Scale-Crashtest abgeleiteten Verzögerungsverlauf durchgeführt. Üblich ist auch die Anwendung des Prinzips der kinematischen Umkehr mit rückwärtiger Beschleunigung des Schlittens aus dem Stillstand heraus entsprechend einer Spiegelung der vorgegebenen Crash-Verzögerung.

Da sich der Schlitten und sein Aufbau nur in einer Richtung ( $x$ ) bewegen und die Bewegungen des Dummies im Wesentlichen nur in einer Ebene ( $x, z$ ) stattfinden, können komplexe räumliche Bewegungsabläufe auf einem Schlitten nicht dargestellt werden. Vor diesem Hintergrund ist die Anwendung von Schlittenversuchen zur Analyse und Bewertung der passiven Motorradsicherheit einge-

schränkt. Die grundsätzlichen Funktionen und Wirkungen von unterschiedlichen Tankkrampen, Lenkern, Sitzbänken, Fußrasten und Verkleidungen in der ersten Phase des Kollisionsablaufs vom Berührbeginn des Motorrad-Vorderrades bis zum Anprall des Aufsassen am Unfallgegner lassen sich jedoch mit Schlittenversuchen hinreichend aussagekräftig überprüfen. Ein Vorteil von Schlittenversuchen ist ihr im Vergleich zum Full-Scale-Test einfacherer Aufbau. Zudem werden bei Schlittentests keine kompletten Fahrzeuge zerstört, sondern gegebenenfalls nur einige austauschbare Bauelemente. Bei der Durchführung von Versuchsserien haben Schlittenversuche gegenüber Full-Scale-Crashtests erhebliche Zeit- und Kostenvorteile.

Somit ist es nahe liegend, in ein Prüfverfahren für die passive Sicherheit von motorisierten Zweirädern auch Schlittenversuche zu integrieren. Hierfür wurde im Rahmen des Projektes ein geeigneter Schlitten entwickelt und erprobt. Zudem wurde der Einfluss von verschiedenen Um- und Anbauten (unterschiedliche Tankformen, verschiedene Lenkereinstellungen, Montage von Beinprotektoren, einem Tankrucksack und einem Airbag) auf die passive Sicherheit untersucht.

## 6.1 Auslegung des Schlittens

Bei Entwicklung und Bau des Prüfstandes waren mehrere Anforderungen zu beachten:

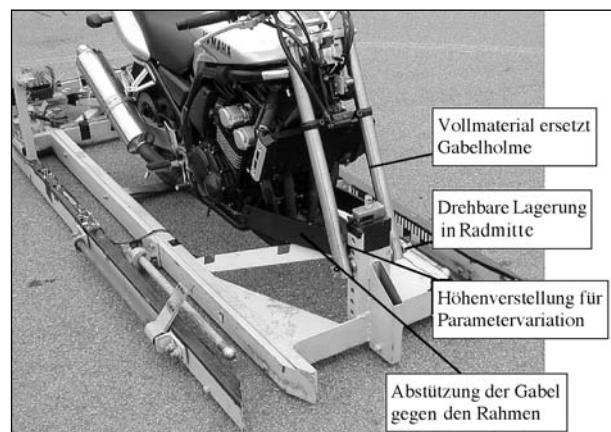
1. Berücksichtigung der für den Motorradfahrer im realen Unfallgeschehen besonders verletzungs-kritischen Anprall-Konstellationen
2. Darstellung von kinetischen Energien und Impulsen von Motorrad und Dummy entsprechend den nachgebildeten Realfällen bzw. korrespondierenden Full-Scale-Tests
3. Darstellung von Bewegungsabläufen und Anprallereignissen von Motorrad und Dummy entsprechend den nachgebildeten Realfällen bzw. korrespondierenden Full-Scale-Tests
4. Reproduzierbarkeit der Energien, Impulse, Bewegungsabläufe und Anprallereignisse
5. Kompatibilität des Schlittens für alle gängigen Motorradtypen
6. Wiederverwendbarkeit von Schlitten, Versuchsaufbau und Versuchseinrichtungen
7. Einfache Möglichkeiten des Umbaus für verschiedene Versuchsanordnungen

### 6.1.1 Verletzungskritischster Anprall

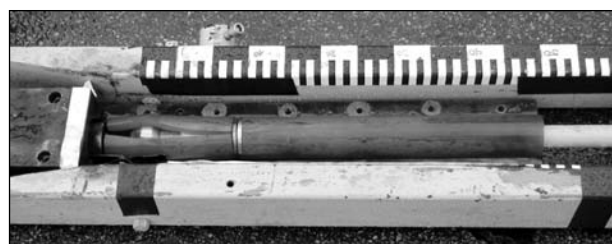
Nach dem vorliegenden Stand der Erkenntnisse aus dem realen Unfallgeschehen und aus Full-Scale-Crashtests entspricht die Konfiguration 413 nach ISO 13232 dem verletzungskritischsten Anprall. Hierbei stößt das Motorrad mit 48 km/h Geschwindigkeit frontal im rechten Winkel gegen die Seite eines stehenden Personenkraftwagens. Diese Variante ist wegen der fehlenden Bewegung des Pkw zur Nachbildung mit Schlittenversuchen besonders gut geeignet.

### 6.1.2 Prinzip und Aufbau des Schlittens

Unter Berücksichtigung der vorstehend genannten Kriterien entstand der in Bild 6.1 dargestellte Schlitten. Das auf Rollen fahrende Grundgestell ist in einer Schiene geführt und wird vom umlaufenden Stahlseil des Antriebs der Crashanlage über eine lösbare Verbindung gezogen. Der Motorrad-aufbau wurde mit Teilen einer Yamaha FZS 600 Fazer dargestellt, die bereits bei den Full-Scale-Tests im Rahmen des Projektes (siehe Kapitel 4.2.4) eingesetzt wurde. Der Stahlrahmen ermöglicht die einfache Anbringung von unterschiedlichen Teilen und Baugruppen durch Schrauben und Schweißen.



**Bild 6.1:** Schlitten mit bereits montiertem Versuchsmotorrad Yamaha FZS 600 Fazer



**Bild 6.2:** So genannte „Olive“ im eingedrungenen Zustand in Kunststoffhülse (ohne Abdeckung)

Zu Beginn des Tests wird der Schlitten mit seinem Aufbau vom geregelten Crashanlagen-Antrieb auf die vorgegebene Geschwindigkeit beschleunigt. Danach folgt eine Phase mit konstanter Geschwindigkeit, wonach der Schlitten abgebremst wird. Um hierbei eine dem korrespondierenden Full-Scale-Crashtest entsprechende Verzögerung darzustellen, wurden Stahldorne mit als so genannten „Oliven“ ausgebildeten vorderen freien Enden angebaut. Während der Abbremsung dringen die „Oliven“ in ortsfest montierte Kunststoffhülsen ein. Die lichte Weite dieser Hülsen nimmt dabei ab, wodurch die den Schlitten bremsende Reibkraft zunimmt. Dieser Abbremsvorgang dauert so lange an, bis die gesamte kinetische Energie in Reibarbeit gewandelt und dadurch der Schlitten zum Stillstand gekommen ist. Soweit erforderlich, kann am Ort des Stillstandes ein Unfallgegner positioniert werden.

Vor dem Zurücksetzen des Schlittens werden die geschlitzten Kunststoffhülsen demontiert, Bild 6.2. Sie sind nach einer Regenerationsphase von 24 Stunden wieder verwendbar. Eine Variation des Durchmessers der „Oliven“ und der Hülsen ermöglicht entsprechende Anpassungen der Verzögerungen an die jeweiligen Anforderungen.

### 6.1.3 Universelle Verwendbarkeit des Schlittens

Die Aufnahme des Zweirades mit darauf sitzendem Dummy im Schlitten ist flexibel gestaltet worden. Ein Haltebügel hält den Dummy in seiner eingerichteten und vermessenen Position bis hin zum Crashpunkt. Es sind Motorräder mit verschiedenen Abmessungen im Schlitten adaptierbar. Für jeden gewünschten Standrohrdurchmesser ist ein Gabelersatz erforderlich, der bei den bisher durchgeführten Versuchen aus massivem Rundstahl angefertigt worden war. Koffer und Verkleidungen können problemlos in den Versuchsaufbau integriert werden.

Das Hinterrad des Motorrades hat keinen Kontakt mit der Fahrbahn. Um die vordere Achse ist das Motorrad auf dem Schlitten drehbar, wobei sich das Heck in z-Richtung frei aufwärts bewegt. Eine Begrenzung dieser Aufwärtsbewegung des Hinterrades erfolgt bei einer maximalen Höhe von 60 cm. Die Begrenzung der Aufwärtsbewegung des Hinterrades erfolgt durch einen am Schlitten angebrachten Riemen. Sie ist frei wählbar und kann für andere Höhen angepasst werden.

Das Motorrad wird auf dem Schlitten variabel montiert. So ist es zum Beispiel möglich, die Sitzhöhe durch Umstecken des vorderen Radbolzens den

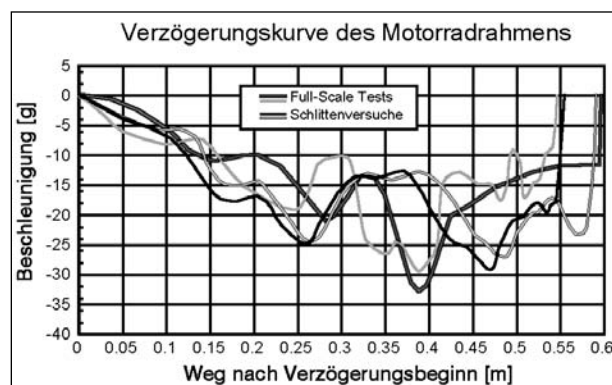
Erfordernissen anzupassen. Dadurch ist die Montage einer Enduro genauso möglich wie die eines Choppers. Da das Motorrad den am Crashpunkt positionierten Unfallgegner nicht berührt, entstehen gegebenenfalls Beschädigungen am Versuchsaufbau nur durch den Anprall des Dummies. Hiervon sind meist der Tank und der Lenker sowie weitere exponierte Anbauteile und Sicherheitskomponenten des Motorrades betroffen.

Der Schlitten kann in seiner derzeitigen Ausbaustufe sowohl zur Simulation der Konfiguration 413 nach ISO 13232 als auch für die Konfigurationen 414 und 412 eingesetzt werden. Die Bremse ist hierbei teilweise unterhalb des am Crashpunkt als Unfallgegner aufgestellten Fahrzeugs zu positionieren. Außerdem ist dann darauf zu achten, dass sich der aus dem Full-Scale-Test abgeleitete Verzögerungsverlauf des Motorrades bei den Konfigurationen 412 und 414 vom Verzögerungsverlauf der Konfiguration 413 unterscheidet. Die Bremse ist daher entsprechend zu verändern. Im Rahmen des vorliegenden Projektes ist jedoch allein die Konfiguration 413 nach ISO 13232 getestet worden.

### 6.1.4 Auslegung der Bremse

Um den gewünschten Verzögerungsimpuls des Schlittens zu erreichen, wurden sieben Vorversuche mit verschiedenen Hülsenarten, Hülsenlängen und Durchmessern durchgeführt. Bild 6.3 zeigt eine Gegenüberstellung von wegbezogenen Referenz-Verzögerungskurven aus bisherigen Full-Scale-Versuchen und Verzögerungen, die bei zwei der Vorversuche mit dem Schlitten ermittelt wurden.

Im für die Interaktionen des Dummies mit dem Schlittenaufbau maßgebenden Wegbereich bis ca.  $s = 0,30$  m stimmen die Verzögerungswerte und ihr



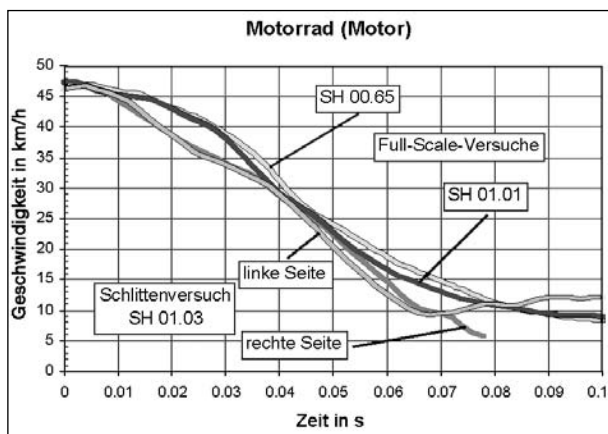
**Bild 6.3:** Vergleich der Verzögerungsverläufe von Full-Scale-Crashtests und Schlittentests



zeitlicher Verlauf gut überein. Danach weichen die Kurven deutlicher voneinander ab, was jedoch für die Untersuchungen im Rahmen des Projektes unerheblich ist. Der konstante Anstieg der Verzögerungen zu Beginn der Abbremsung und die ersten Maxima zwischen  $-19$  und  $-25$  g werden bei etwa  $s = 0,25$  bis  $0,28$  m erreicht. Danach bricht die Verzögerung sowohl beim Schlittentest als auch beim Full-Scale-Test auf Werte zwischen  $10$  und  $14$  g zusammen. Dem folgt ein erneuter Anstieg der Verzögerung auf etwa  $30$  g. Dabei betragen die Unterschiede im wegbezogenen Verlauf maximal  $9$  cm. Beim Schlitten-Test ist dieser Verzögerungsanstieg weicher ausgeprägt als bei den Full-Scale-Tests. Das folgende Absinken der Verzögerung auf Null unterscheidet sich bei den Schlittentests von den Full-Scale-Tests ebenfalls. Bei den Full-Scale-Tests beträgt der Weg zwischen Verzögerungsbeginn und Stillstand (in x-Richtung)  $s = 0,55$  bis  $0,60$  m. Der Schlittenaufbau bewegt sich im Vergleich dazu um  $s = 0,56$  bis  $0,59$  m bis zum Stillstand.

Realisiert wurde der endgültige Schlitten-Testimpuls mit einer so genannten geschlitzten Hülse mit einer eingebauten Länge von  $60$  cm. Der Durchmesser der verwendeten „Olive“ beträgt  $41$  mm. Außerdem erfolgte eine Optimierung durch Anpassung der Auflageflächenlänge der „Olive“ in der Hülse.

Die Ergebnisse des ersten Schlittenversuchs mit optimierter „Olive“ (SH 01.03) zeigen, dass der Abbau der Geschwindigkeit mit den Werten der korrespondierenden Full-Scale-Tests (SH 00.65, SH 01.01) hinreichend gut übereinstimmt. In Bild 6.4 sind die Ergebnisse der Filmauswertung dieser Versuche einander gegenübergestellt.



**Bild 6.4:** Geschwindigkeitsverlauf im Vergleich zwischen Schlittenversuch und Full-Scale-Test ermittelt für den Motor (Filmauswertung)

Ausgewertet wurden jeweils die Motortargets auf der rechten Seite (Kupplung). Beim Schlittenversuch SH 01.03 wurde zusätzlich noch das Motortarget auf der linken Seite (Lichtmaschine) ausgewertet. Die Verläufe stimmen gut überein. Lediglich im Bereich zwischen  $45$  km/h und  $35$  km/h sowie zwischen  $15$  km/h und  $10$  km/h erfolgt die Verzögerung bei den beiden Full-Scale-Versuchen etwas weicher. Der Geschwindigkeitsunterschied beträgt hier maximal  $5$  km/h. Dieser Wert wurde als tolerierbar eingestuft. Bei ca.  $72$  ms ist die Verzögerung des Schlittens beendet.

### 6.1.5 Versuchsaufbau

Um mit Schlittenversuchen einen Full-Scale-Test exakt abbilden zu können, ist es nötig, diesen zuvor hinsichtlich Geometrie, Kinematik und Anprallereignissen genauestens zu studieren. Bei der hier untersuchten Konfiguration 413 sind folgende Daten von zentralem Interesse:

- Zeitpunkt des Kopfanpralls und Höhe der Dachkante zu diesem Zeitpunkt
- Neigung und Absenkung des Personenkraftwagens beim Dachanprall
- Eindringtiefe des Motorrads in den Pkw und Höhe des Hinterrades zum Zeitpunkt des Dachanpralls
- Radstandsverkürzung des Motorrads

Der Zeitpunkt des Kopfanpralls dient als Referenzwert für die Reproduzierbarkeit der Versuchsreihen. Findet er beim Schlittenversuch deutlich früher oder später als beim Full-Scale-Versuch statt, sind entscheidende Parameter am Schlitten falsch eingestellt. Bild 6.5 zeigt die relevanten Maße.

Durch den Anprall des Motorrads am Personenkraftwagen und hier im Speziellen durch das Eindringen des Vorderrades in die Seitentür senkt dieser sich um einige Zentimeter ab, wodurch sich die Höhe der Dachkante entsprechend verändert. Da beim Schlittenversuch keine Berührung zwischen Motorrad und Pkw stattfinden soll, müssen die Neigung des Pkw und damit die Dachkantenhöhe vorher eingestellt werden. Dies kann geschehen, indem das Fahrzeug einseitig angehoben wird (Bild 6.6). Durch Zurückbiegen der Vollmaterial-Gabelholme wird der verkürzte Radstand beim Motorrad dargestellt.

Um den Zeitpunkt des Kopfanpralls exakt nachbilden zu können, muss das Krad beim Schlittenversuch die gleiche Eindringtiefe wie beim Full-Scale-Test haben. Gleichzeitig muss gewährleistet bleiben, dass Motorrad und Schlitten wieder verwendet werden können. Sie dürfen sich also nicht berühren. Dies wird durch Entfernen von Seitentür und Teilen des Unterbodens beim Pkw realisiert (Bild 6.7). Durch diese Maßnahme kann das Motor-



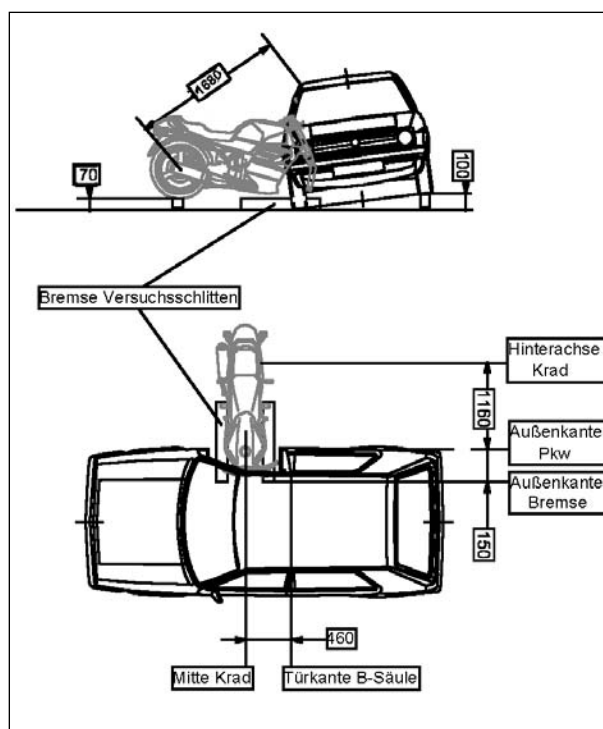
**Bild 6.5:** Für die Reproduzierbarkeit relevante Maße beim Full-Scale-Test



**Bild 6.6:** Neigung des Pkw und verkürzter Radstand des Motorrads beim Schlittenversuch

rad frei in den Pkw einfahren. Die Stabilität des Pkw wird durch einen eingeschweißten Rahmen am Unterboden sichergestellt.

Weiterhin muss die Einfahrbremse so positioniert werden, dass der Drehpunkt des Krades auf dem Schlitten und der Drehpunkt beim Full-Scale-Versuch übereinstimmen. Hier dienen die Höhe des Hinterrades sowie die Entfernung zwischen der Hinterachse des Motorrads und der Dachkante des Pkw zum Zeitpunkt des Kopfanpralls als Referenz. Alle im Full-Scale-Test ermittelten Maße werden bei einer Stellprobe (Bild 6.8) überprüft und gegebenenfalls korrigiert.



**Bild 6.8:** Stellprobe mit den aus dem Full-Scale-Versuch ermittelten Referenzmaßen

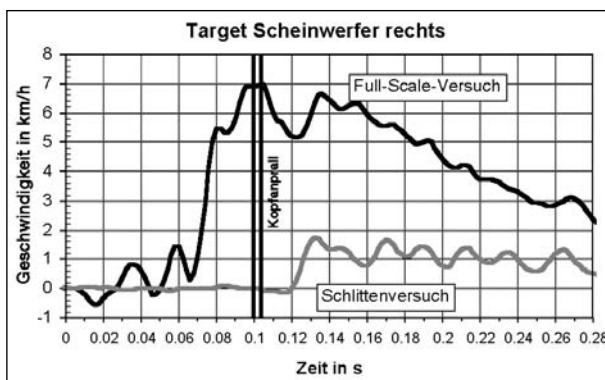


**Bild 6.7:** Pkw für Schlittenversuch mit ausgeschnittenem Unterboden und entfernter Seitentür

### 6.1.6 Grenzen der Vergleichbarkeit zwischen Full-Scale- und Schlittenversuchen

Aufgrund der Tatsache, dass beim Schlittenversuch durch die Entfernung von Motorradvorderrad und Fahrzeugseitentür eine Relativbewegung des Pkw weit gehend unterdrückt wird, erfolgt der Dachanprall des Dummykopfes deutlich härter. In Bild 6.9 sind die Bewegungen des Pkw bei beiden Versuchsarten dargestellt. Zu erkennen ist, dass sich der Pkw beim Full-Scale-Versuch vor dem Kopfanprall mit einer Geschwindigkeit von ca. 7 km/h in die gleiche Richtung wie der Dummy bewegt. Beim Schlittenversuch hingegen ist erst der Dummykopf die Ursache der Bewegung des Pkw. Die Relativbewegung zwischen Kopf und Dachkante ist somit beim Schlittenversuch größer. Entsprechend prallt der Dummykopf mit einer größeren Anprallgeschwindigkeit und Anprallenergie an der Pkw-Dachkante an.

Die Dummybelastungswerte von Schlittenversuchen sind daher nicht unmittelbar mit denen der Full-Scale-Versuche vergleichbar. Deshalb können die messtechnischen Auswirkungen getesteter Sicherheitskomponenten nur innerhalb einer Schlittenversuchsreihe quantitativ miteinander verglichen werden. Maßgebend sind stets die im Full-Scale-Test gemessenen Belastungen. Eine komplette Versuchsreihe sollte deswegen mit einem Full-Scale-Test beginnen, der als Referenzversuch dient. Daran anschließend folgt die Schlittenversuchsreihe mit der Optimierung der zu testenden Sicherheitskomponenten. Die daraus gewonnenen Erkenntnisse müssen dann in einem abschließenden Full-Scale-Test mit gleicher Versuchskonfiguration verifiziert werden.



**Bild 6.9:** Vergleich der seitlichen Pkw-Bewegungen zwischen Full-Scale- und Schlittenversuch (Filmauswertung Scheinwerfertarget Pkw)

### 6.1.7 Reproduzierbarkeit der Schlittenversuche

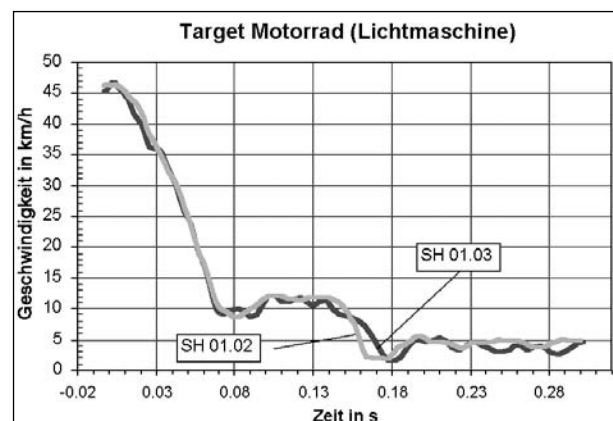
Mit zwei identischen Schlittenversuchen unter Verwendung von Motorrädern desselben Typs im Serienzustand wurde die Reproduzierbarkeit der Schlittenverzögerung, der Bewegungsbahnen und Anprallereignisse sowie der gemessenen Dummy-Belastungen untersucht. Es handelt sich hierbei um die Versuche SH 01.02 und SH 01.03. In den folgenden Bildern sind die Ergebnisse der Filmauswertung dargestellt. Ausgewertet wurden die Targets an Becken und Hüfte sowie an der Lichtmaschine. Zunächst wird die am Motorrad gemessene Verzögerung vorgestellt (Bild 6.10).

Die Kurvenverläufe sind nahezu identisch. Lediglich der Zeitpunkt, bei dem die Aufwärtsbewegung des Motorrads durch den am Schlitten angebrachten Riemen (vgl. Kapitel 6.1.3) beendet wird ( $t > 0,16$  s), findet beim Versuch SH 01.02 um ca. 0,15 s früher statt. Dies ist allerdings für die Bewegungsbahn des Dummys unerheblich, da er zu diesem Zeitpunkt das Motorrad längst verlassen hat.

Die Bilder 6.11 und 6.12 vergleichen die Verzögerungswerte des Dummys gemessen an Becken und Knie miteinander.

Es kann also gesagt werden, dass die Dummybewegungen bei den Schlittenversuchen nahezu identisch sind. Somit sind die Bewegungsbahnen von Dummy und Motorrad unter gleichen Voraussetzungen reproduzierbar. Ein Vergleich der Belastungswerte bestätigt dieses Ergebnis (Tabelle 6.1).

Die Werte liegen auf ähnlichem Niveau. Beim Versuch SH 01.02 fand der Kopfanprall des Dummys einige Millisekunden früher statt. Hier sind geringfügig höhere Belastungen aufgetreten.

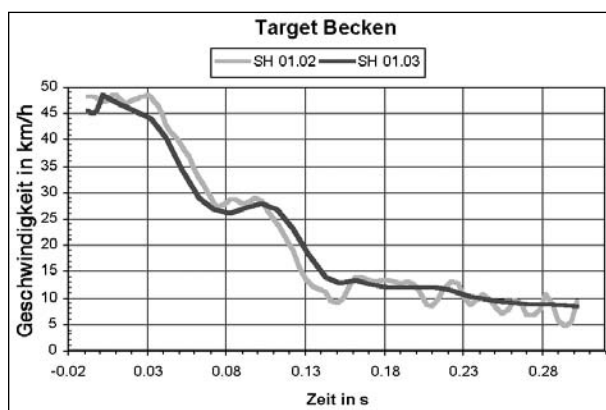


**Bild 6.10:** Geschwindigkeitsverlauf des Schlittens gemessen am Motor des Motorrades (Filmauswertung)

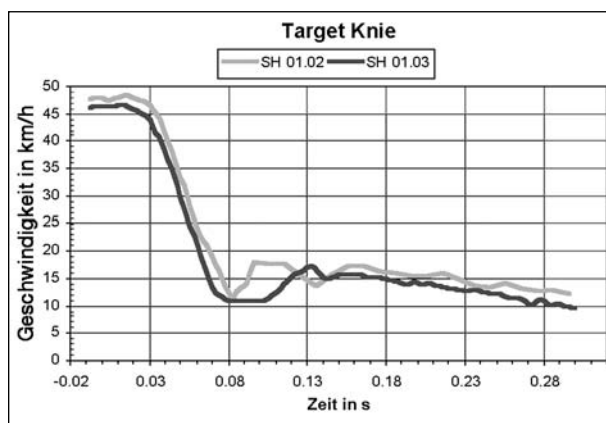
Bei Zusammenfassung aller vorliegenden Daten kann davon ausgegangen werden, dass Schlittenversuche untereinander gut reproduzierbar sind. Komplett identische Bewegungsbahnen und Belastungswerte zweier Versuche können allerdings aufgrund der vielen möglichen Einflussfaktoren nicht erreicht werden, zumal sich die hier gemessenen Bewegungen innerhalb weniger Millisekunden ereignen. Um eine möglichst gute Reproduzierbarkeit zu gewährleisten, ist es nötig, dass bei allen Tests die gleichen Versuchsbedingungen herrschen. Hierzu zählen u. a. die Temperatur und die Luftfeuchtigkeit. Weiterhin kommt dem Zustand

	3-ms-Wert	
	SH 01.02	SH 01.03
Resultierende Kopfbeschleunigung	88,6 g	82,7 g
Resultierende Brustbeschleunigung	37,1 g	26,6 g
Resultierende Beckenbeschleunigung	36,4 g	32,0 g

**Tab. 6.1:** Ausgewählte Dummybelastungswerte der Versuche SH 01.02 und SH 01.03 im Vergleich



**Bild 6.11:** Geschwindigkeitsverlauf des Dummies gemessen am Becken (Filmauswertung)



**Bild 6.12:** Geschwindigkeitsverlauf des Dummies gemessen am Knie (Filmauswertung)

der Bremse eine besondere Bedeutung zu. Hier ist es wichtig, dass die Kunststoffhülsen bei jedem Versuch die gleiche Temperatur haben und damit identische Verzögerungswerte liefern können.

## 6.2 Auswahl des Motorrades als Basis für den Schlittenaufbau

Bei der Auswahl des Motorrades für die Schlittenversuche wurden auch die Ergebnisse der Fahrzeugbewertungen berücksichtigt. Allein im Hinblick auf die passive Sicherheit hätte eine Enduro ein gut geeignetes Motorrad für die Schlittenversuche dargestellt. Enduros kommen allerdings im Straßenverkehr nur selten vor. Mittelklassenmotorräder sind die mit Abstand häufigste Gruppe, die auf Deutschlands Straßen vertreten ist. Zu ihnen zählen auch die Sport-Tourer. Die Wahl fiel auf die Yamaha FZS 600 Fazer, Bild 6.13.

Sie erreichte beim Bewertungsverfahren (siehe Kapitel 4.1.2.9) 99 Punkte. Das liegt im oberen Drittel der Bewertungsskala. Mit einer Stückzahl von 3.671 Exemplaren rangierte sie im Jahr 2000 unter den fünf meistverkauften Motorrädern in Deutschland. Sie verfügt über eine universelle Sitzhöhe und ein mittleres Gewicht und ist damit auch für kleinere Aufsassen geeignet. Mit einer Hubraumgröße von 600 ccm ist sie das klassische Mittelklassenmotorrad. Mit Blick auf die passive Sicherheit waren die große Kopfhöhe und das weitere Entwicklungspotenzial zum Anbau von Sicherheitskomponenten zusätzlich für die Auswahl dieses Motorrades ausschlaggebend. Der Stahlrahmen der Yamaha FZS 600 Fazer erleichtert zudem die Befestigung von besonderen Anbauteilen im Prototypenstadium mit den verfügbaren Einrichtungen.



**Bild 6.13:** Für die Schlittenversuche ausgewähltes Motorrad Yamaha FZS 600 Fazer

Wesentliche Merkmale dieses Motorrads im Hinblick auf die in Kapitel 4 bewerteten sicherheitsrelevanten Anbauten sind:

- Tourerlenker vorhanden und begrenzt verstellbar,
- keine formaggressiven Teile,
- aufrechte Sitzhaltung der Aufsassen,
- klappbare Fußrasten,
- Tankrampe mit optimalem Neigungswinkel von 39°,
- Tankverschluss und Entlüftung versenkt,
- 1.497 mm Kopfhöhe beim 50-%-Mann,

### 6.3 Durchführung und Auswertung der Schlittenversuche

Bisher wurden acht Schlittenversuche durchgeführt. Dabei ist die Konfiguration 413 nach ISO 13232 (rechtwinkliger Frontalanprall des Motorrads mit 48 km/h gegen die Seite eines stehenden Personenkraftwagens) mit dem Serienzustand des Motorrads Yamaha FZS 600 bzw. verschiedener Testkomponenten simuliert worden. Bei allen Tests wird als Zeitnullpunkt  $t_0$  der Beginn des Einfahrens in die Bremse (Beginn der Verzögerung des Schlittens) definiert. Dies entspricht der Erstberührung von Motorrad und Personenkraftwagen beim korrespondierenden Full-Scale-Test (SH 01.01, Seri-





Test	Versuchsnummer	$V_k$ in km/h	Testkomponente Zeitpunkt Kopfanprall Kopfhöhe bei Kopfanprall Kopfanprallgeschwindigkeit	Bewegungszustand zum zum Zeitpunkt des Kopfanpralls
Full-Scale-Test	SH 01.01	48,0	Serienzustand $t = 102$ ms $h = 1.381$ mm $v = 29$ km/h	
1	SH 01.03	48,0	Serienzustand $t = 96$ ms $h = 1.378$ mm $v = 19$ km/h	
2	SH 01.08	47,9	Choppertank $t = 102$ ms $h = 1.321$ mm $v = 15$ km/h	
3	SH 01.09	47,9	Sporttank $t = 94$ ms $h = 1.256$ mm $v = 21$ km/h	

Bild 6.14a: Full-Scale-Test SH 01.01 und Schlittentests SH 01.03 bis SH 01.09

enzustand). Bilder 6.14a und 6.14b geben einen ersten Überblick über die Versuche. In der rechten Spalte ist der Bewegungszustand des Dummys zum Zeitpunkt des Kopfanpralles dargestellt. Der korrespondierende Full-Scale-Test (SH 01.01) ist

zum Vergleich mit aufgeführt. Weiterhin sind die wesentlichen Merkmale des Kopfanpralls (Anprallgeschwindigkeit, Anprallzeitpunkt und Anprallhöhe) angegeben.






Test	Versuchsnummer	$V_k$ in km/h	Testkomponente Zeitpunkt Kopfanprall Kopfhöhe bei Kopfanprall Kopfanprallgeschwindigkeit	Bewegungszustand zum zum Zeitpunkt des Kopfanpralls
4	SH 01.11	48,0	Flacher Lenker  $t = 88$ ms $h = 1.335$ mm $v = 18$ km/h	
5	SH 01.12	48,0	Tankrucksack  $t = 92$ ms $h = 1.407$ mm $v = 32$ km/h	
6	SH 01.13	47,9	Beinprotektoren  $t = 88$ ms $h = 1.328$ mm $v = 25$ km/h	
7	SH 01.14	48,0	Beinprotektoren/ Tankrucksack  $t = 86$ ms $h = 1.321$ mm $v = 25$ km/h	
8	SH 01.71	48,0	Airbag  $t = 96$ ms $h = 1.440$ mm $v = 19$ km/h	

Bild 6.14b: Schlittentests SH 01.11 bis SH 01.71

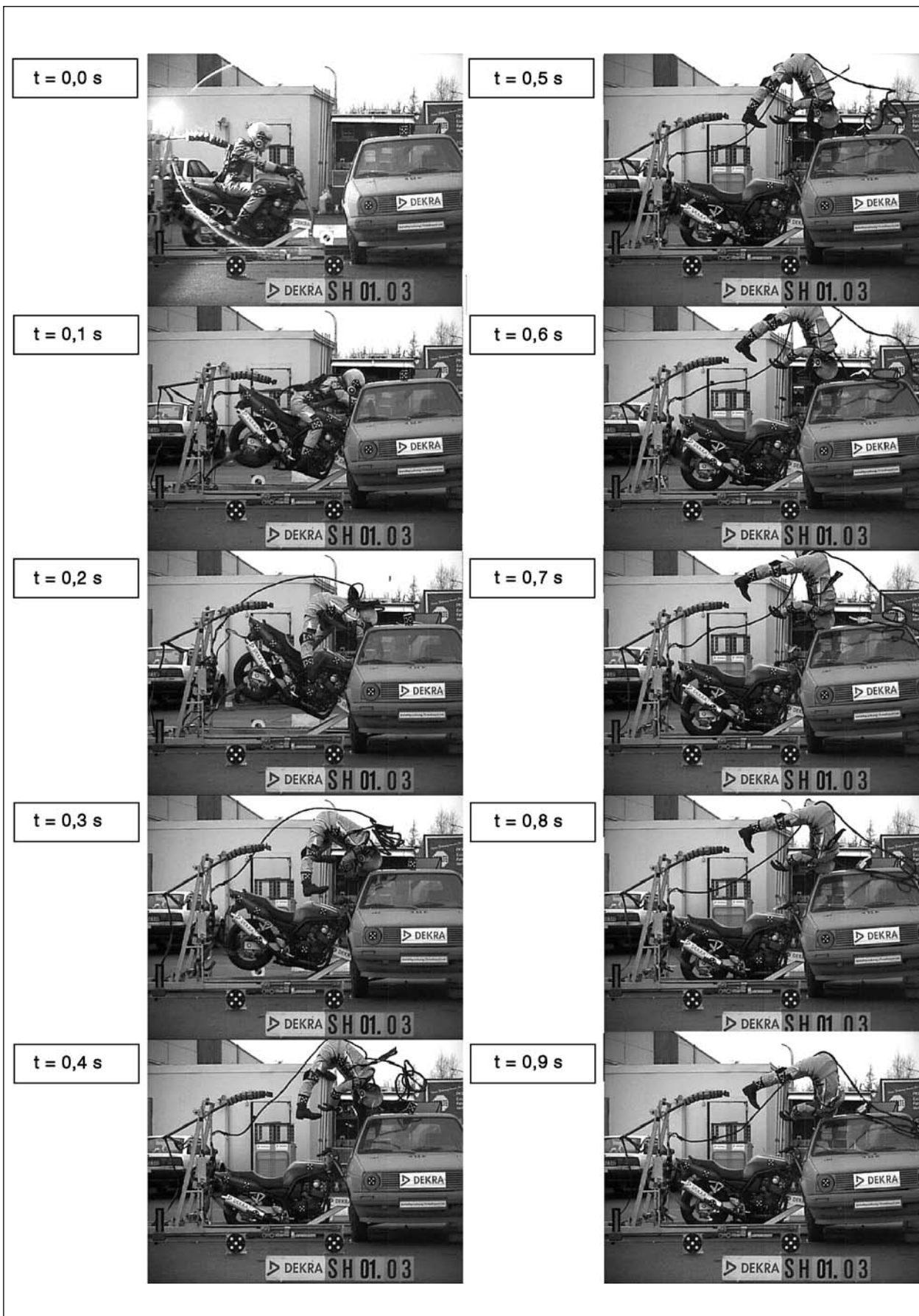


Bild 6.15: Bewegungsablauf des Versuchs SH 01.03

### 6.3.1 Versuch SH 01.03 – Serienzustand der Yamaha FZS 600 (39°-Tankrampe)

#### Messwertübersicht Dummy

Für den mit dem Aufbau der Yamaha FZS 600 im Serienzustand (Tankrampenwinkel 39°) durchgeführten Schlittenversuch SH 01.03 sind die gemessenen Dummy-Belastungen in Tabelle 6.2 zusammengestellt. Die resultierende Kopfbeschleunigung 82,7 g liegt im Bereich des Grenzwertes 80 g. Die Scherkraft im Hals weist mit 4,4 kN das Vierfache des zugehörigen biomechanischen Grenzwertes 1,1 kN auf. Die resultierende Beckenverzögerung 32 g ist leicht erhöht, aber noch deutlich unter dem zugehörigen Grenzwert 60 g. Aufgrund der fehlenden Relativbewegung des Pkw sind diese Werte nur bedingt mit denen des korrespondierenden Full-Scale-Versuchs vergleichbar.

Messgröße	Fahrer		Biomechanischer Grenzwert
	Maximal Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	
Resultierende Kopfbeschleunigung	153,3 g	82,7 g	80 g über 3 ms
HIC	549		1.000
Halsbiegemoment $M_{by}$	177,9 Nm <sup>1)</sup> -32,1 Nm <sup>2)</sup>		max. Retroflexion 57 Nm
Halskraft $F_x$ <sup>3)</sup>	4,4 kN -0,5 kN	1,5 kN (45 ms)	max. Scherkraft 1,1 kN über 45 ms
Halskraft $F_z$ <sup>4)</sup>	1,1 kN -4,5 kN	1,1 kN (45 ms)	max. Zugkraft 1,1 kN über 45 ms
Resultierende Brustbeschleunigung	37,3 g	26,6 g	60 g über 3 ms
Brustdeflektion	2,2 mm		50,8 mm
Resultierende Beckenbeschleunigung	36,2 g	32 g	60 g über 3 ms
Oberschenkelkraft links <sup>4)</sup>	1,4 kN -0,1 kN		10,0 kN
Oberschenkelkraft rechts <sup>4)</sup>	1,6 kN -0,1 kN		10,0 kN

<sup>1)</sup> Biegemoment nach vorn    <sup>2)</sup> Biegemoment nach hinten (Retroflexion)  
<sup>3)</sup> Scherkraft    <sup>4)</sup> Zug- oder Druckkraft (Druckkraft ist negativ)

Tab. 6.2: Übersicht der Dummy-Messwerte



Bild 6.16: Kopfanprall und Darstellung einzelner Dummy-Trajektorien

#### Bewegungsabläufe

Die Bewegungsabläufe bei Versuch SH 01.013 sind in Bild 6.15 zu erkennen. Der Oberkörper legte sich nach dem Anprall des Abdomens am Tank nach vorne. Dadurch wurde die Bahn des Kopfes abgesenkt. Auch die Oberschenkel prallten am Tank an. Dabei entstanden an den entsprechenden Stellen seitliche Ausbuchtungen. Der Kopfanprall an der Dachkante des Personenkraftwagens erfolgte bei  $t = 0,096$  s. Die Beine waren zu diesem Zeitpunkt leicht angewinkelt. Der Dummy drehte sich im weiteren Ablauf um die obere Dachkante. Seine Endlage erreichte er danach auf dem Dach des Personenkraftwagens. Im Gegensatz zum korrespondierenden Full-Scale-Test, bei dem der Dummy direkt nach dem Kopfanprall an die Dachkante neben dem Pkw zu Boden sinkt (siehe Kapitel 4.2.4), wird er beim Schlittenversuch in die Höhe geschleudert. Dies ist darauf zurückführbar, dass sich das Hinterrad des Motorrads beim Schlittenversuch schneller nach oben bewegt. Hierbei fehlen die Kraftwirkungen im Bereich von Scheinwerfer und Gabel beim Anstoß an der Tür des Pkw. Die Relativbewegung des Pkw ist beim Schlittenversuch sehr gering.

#### Filmauswertung

Bild 6.16 zeigt die Trajektorien von Targets an der Seite des Dummies. Er stieß mit einer Kopfhöhe  $H = 1.378$  mm gegen die Pkw-Dachkante. Dabei prallte der Helm oberhalb der Visieröffnung an.

In Bild 6.17 ist der Geschwindigkeitsverlauf des Dummy-Kopfes über der Zeit dargestellt. Bild 6.18 zeigt den Geschwindigkeitsverlauf des Motorrads. Die Geschwindigkeit des Schlittens bei Bremsbeginn betrug 48,0 km/h. Der Kopfanprall fand zum Zeitpunkt  $t = 0,096$  s mit einer Geschwindigkeit von 19 km/h (Kopftarget unten) statt. Das

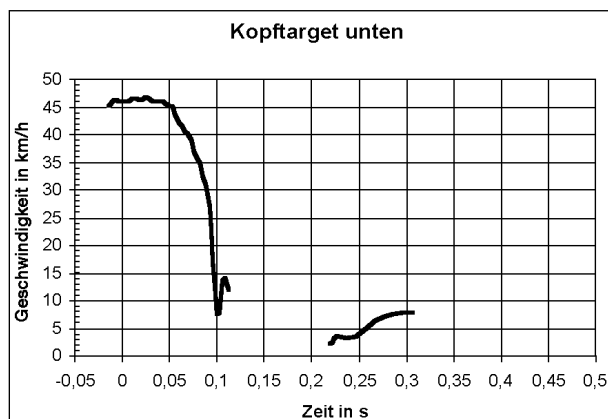
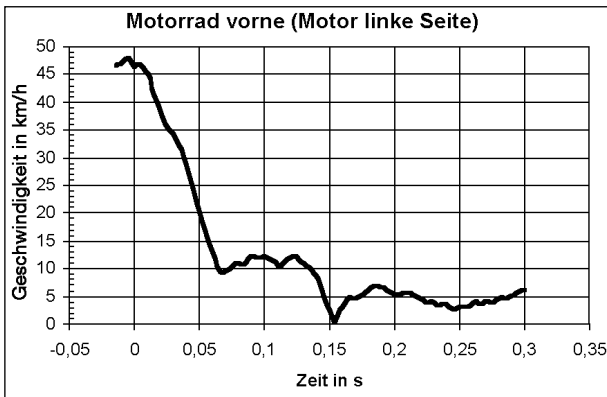


Bild 6.17: Geschwindigkeit des Kopfes (bei Lücken keine Auswertung möglich)





**Bild 6.18:** Geschwindigkeit des Motorrades im Schwerpunkt

Messort	max. Verzögerung
Rahmen vorne (Lenkkopf) in x-Richtung	28 g
Motor (im Schwerpunkt) in x-Richtung	32 g

**Tab. 6.3:** Maximale Verzögerungen des Motorrades im Schlitzen



**Bild 6.19:** Beschädigungen am Motorrad

Motorrad-Hinterrad begann bei  $t = 0,05$  s aufzusteigen und erreichte die eingestellte Maximalhöhe von 60 cm bei  $t = 0,15$  s.

**Messwertübersicht Motorrad**

Wie in Tabelle 6.3 aufgelistet, betragen die maximalen Verzögerungen des Motorrades in x-Richtung am Lenkkopf 28 g und am Motorschwerpunkt 32 g.

**Beschädigungen am Motorrad**

Die Beschädigungen am Motorrad beschränken sich auf den Tank, der durch Anstöße von Abdomen und Oberschenkel eingedrückt wurde, und den Lenker, dessen Enden beidseitig nach unten gebogen waren, Bild 6.19.

**6.3.2 Versuch SH 01.08 – mit Choppertank (Tropfenform, 24°-Tankrampe)**

**Messwertübersicht Dummy**

Bei Versuch SH 01.08 wurde der Choppertank einer Yamaha Virago an den Motorradrahmen angepasst und montiert. In Tabelle 6.4 sind alle Belastungswerte aus diesem Versuch zusammengestellt und denen aus Versuch SH 01.03 gegenübergestellt. Der Dummykopf weist mit 91,9 g eine deutlich über dem Grenzwert 80 g liegende Verzögerung auf. Die Werte für das Hals-Biegemoment (-114,2 Nm) unterscheiden sich erheblich vom Referenzversuch SH 01.03 (-32,1 Nm). Hier kommt zum Tragen, dass der Dummy bei Versuch SH 01.08 durch die flachere Tankrampe des Choppertanks mit dem Kopf etwas tiefer an der Pkw-Dachkante anprallte. Dadurch herrschen für den Hals ungünstigere Hebelverhält-

Messgröße	SH 01.08		SH 01.03		Biomechanischer Grenzwert
	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	
Resultierende Kopfbeschleunigung	108,5 g	91,9 g	153,3 g	82,7 g	80 g über 3 ms
HIC	463		549		1.000
Halsbiegemoment $M_{by}$	17,3 Nm <sup>1)</sup> -114,2 Nm <sup>2)</sup>		177,9 Nm <sup>1)</sup> -32,1 Nm <sup>2)</sup>		max. Retroflexion -57 Nm
Halskraft $F_x$ <sup>3)</sup>	3,0 kN -1,0 kN	0,1 kN (45 ms)	4,4 kN -0,5 kN	1,5 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Halskraft $F_z$ <sup>4)</sup>	3,1 kN -4,1 kN	0,4 kN (45 ms)	1,1 kN -4,5 kN	1,1 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Resultierende Brustbeschleunigung	31,5 g	28,3 g	37,3 g	26,6 g	60 g über 3 ms
Brustdeflektion	5,3 mm		2,2 mm		50,8 mm
Resultierende Beckenbeschleunigung	43,4 g	40,5 g	36,2 g	32 g	60 g über 3 ms
Oberschenkelkraft links <sup>4)</sup>	2,5 kN -0,6 kN		1,4 kN -0,1 kN		10,0 kN
Oberschenkelkraft rechts <sup>4)</sup>	2,4 kN -0,2 kN		1,6 kN -0,1 kN		10,0 kN

1) Biegemoment nach vorn      2) Biegemoment nach hinten (Retroflexion)  
 3) Scherkraft                      4) Zug- oder Druckkraft (Druckkraft ist negativ)

**Tab. 6.4:** Übersicht der Dummy-Messwerte

nisse, was zu einem höheren Biegemoment im Bereich der Retroflexion führt. Die Beckenbeschleunigung ist mit 40,5 g als erhöht einzustufen, liegt aber noch eindeutig unter dem Grenzwert 60 g. Alle anderen Werte liegen deutlich unterhalb ihrer biomechanischen Grenzwerte.

### Filmauswertung

Beim Test SH 01.08 mit angepasstem Choppertank erreichte der Dummykopf beim Anprall an den Pkw eine Höhe von 1.321 mm, Bild 6.20. Das ist 57 mm tiefer als beim Schlittenversuch SH 01.03 mit dem Aufbau des Motorrades im Serienzustand. Der Helm prallte oberhalb der Visieröffnung am Pkw an.

Bild 6.21 zeigt den Verlauf der Geschwindigkeit des Dummykopfes. In Bild 6.22 ist der Geschwindigkeitsverlauf des Motorrades dargestellt. Die Geschwindigkeit bei Bremsbeginn betrug 47,9 km/h. Der Kopfanprall fand zum Zeitpunkt  $t = 0,102$  s mit einer Geschwindigkeit von 15 km/h (Kopftarget unten) statt. Das Krad begann bei 0,05 s mit dem Hinterrad aufzusteigen und erreichte die eingestellte Maximalhöhe von 60 cm nach 0,15 s.

### Messwertübersicht Motorrad

Wie in Tabelle 6.5 aufgelistet, betragen die maximalen Verzögerungen des Motorrades in x-Richtung am Lenkkopf 28,9 g und am Motorschwerpunkt 30,4 g.

### Beschädigungen am Motorrad

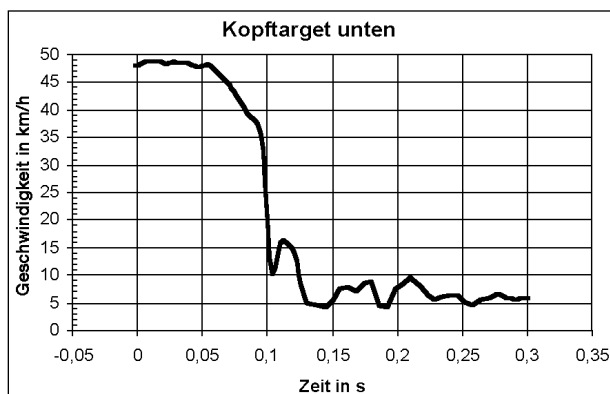
Die Beschädigungen am Motorrad sind auf den Tank beschränkt, der im hinteren Teil durch den Abdomenanprall erheblich nach innen gedrückt wurde, Bild 6.23.



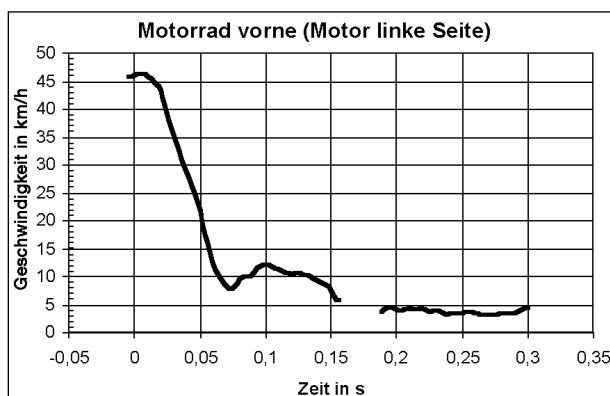
**Bild 6.20:** Kopfanprall und Darstellung der Trajektorien einzelner Targets

Messort	max. Verzögerung
Rahmen vorne (Lenkkopf) in x-Richtung	28,9 g
Motor (im Schwerpunkt) in x-Richtung	30,4 g

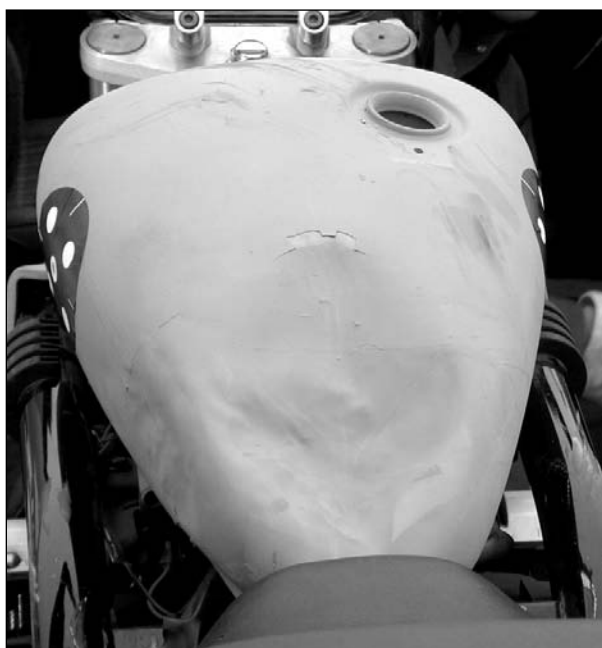
**Tab. 6.5:** Maximale Verzögerungen des Motorrades im Schlitten



**Bild 6.21:** Geschwindigkeit des Kopfes



**Bild 6.22:** Geschwindigkeit des Motorrades (fehlende Abschnitte waren nicht auswertbar)



**Bild 6.23:** Beschädigungen am Motorrad

**6.3.3 Versuch SH 01.09 – Ausrüstung mit Sport-tank (Eigenbau, 70°-Tankrampe)**

Bei Versuch SH 01.09 wurde ein zuvor gefertigter Sporttank (Tankrampenwinkel 70°) an den Motorradrahmen der Yamaha FZS 600 angepasst und montiert. In Tabelle 6.6 sind alle Belastungswerte aus diesem Versuch zusammengestellt und denen des Basisversuches SH 01.03 gegenübergestellt. Etwas erhöht, aber deutlich unter dem Grenzwert 60 g ist die resultierende Beckenbeschleunigung mit 38,2 g. Die restlichen Dummy-Belastungen liegen ebenfalls unterhalb der zugehörigen Grenzwerte. Grund für die geringe Kopfbelastung ist der fehlende Dachkantenanprall. Der steil aufragenden Tank behinderte die Bewegung des Dummyrumpfes deutlich. Der Oberkörper neigte sich im weiteren Bewegungsablauf weit nach vorne und die

Kopfbahn wurde dabei nach unten umgelenkt. Der Kopfanprall erfolgte unterhalb der Dachkante gegen die Seitenscheibe des Pkw.

**Messwertübersicht Dummy**

(siehe Tabelle 6.6)

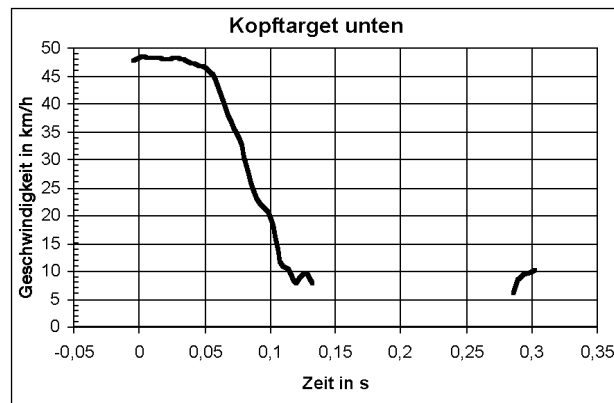
**Filmauswertung**

Beim Versuch SH 01.09 mit angepasstem Sporttank befand sich der Dummykopf beim Anprall am Pkw in einer Höhe von 1.256 mm, Bild 6.24. Dies ist 122 mm niedriger als beim Schlittenversuch SH 01.03 mit dem Motorradaufbau im Serienzustand.

Der Geschwindigkeitsverlauf des Dummykopfes ist in Bild 6.25 dargestellt. Zu Beginn der Bremsung betrug die Geschwindigkeit des Schlittens 47,9 km/h, Bild 6.26. Der Kopfanprall fand zum Zeitpunkt  $t = 0,094$  s mit einer Geschwindigkeit von 21



**Bild 6.24:** Kopfanprall und die Trajektorien einzelner Dummy-Targets

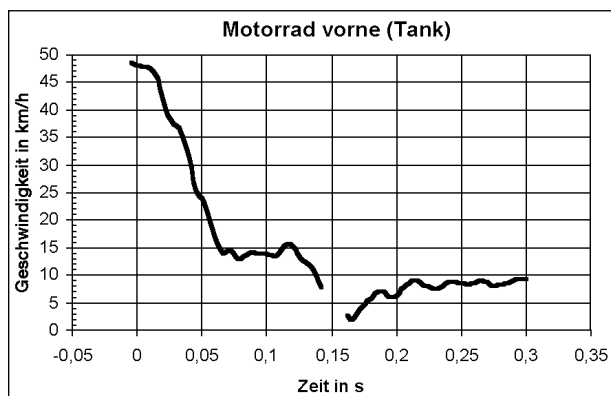


**Bild 6.25:** Geschwindigkeit des Kopfes (fehlende Abschnitte waren nicht auswertbar)

Messgröße	SH 01.09		SH 01.03		Biomechanischer Grenzwert
	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	
Resultierende Kopfbeschleunigung	43,3 g	27,4 g	153,3 g	82,7 g	80 g über 3 ms
HIC	64		549		1.000
Halsbiegemoment $M_{by}$	23,4 Nm <sup>1)</sup> -35,0 Nm <sup>2)</sup>		177,9 Nm <sup>1)</sup> -32,1 Nm <sup>2)</sup>		max. Retroflexion -57 Nm
Halskraft $F_x$ <sup>3)</sup>	0,4kN -0,3 kN	0,1 kN (45 ms)	4,4 kN -0,5 kN	1,5 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Halskraft $F_z$ <sup>4)</sup>	1,8 kN -0,2 kN	0,5 kN (45 ms)	1,1 kN -4,5 kN	1,1 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Resultierende Brustbeschleunigung	34,6 g	30,7 g	37,3 g	26,6 g	60 g über 3 ms
Brustdeflektion	6,0 mm		2,2 mm		50,8 mm
Resultierende Beckenbeschleunigung	38,9 g	38,2 g	36,2 g	32 g	60 g über 3 ms
Oberschenkelkraft links <sup>4)</sup>	2,0 kN -0,3 kN		1,4 kN -0,1 kN		10,0 kN
Oberschenkelkraft rechts <sup>4)</sup>	3,4 kN -0,6 kN		1,6 kN -0,1 kN		10,0 kN

1) Biegemoment nach vorn      2) Biegemoment nach hinten (Retroflexion)  
 3) Scherkraft                      4) Zug- oder Druckkraft (Druckkraft ist negativ)

**Tab. 6.6:** Übersicht der Dummy-Messwerte



**Bild 6.26:** Geschwindigkeit des Motorrades (fehlende Abschnitte waren nicht auswertbar)

Messort	max. Verzögerung
Rahmen vorne (Lenkkopf) in x-Richtung	28,1 g
Motor (im Schwerpunkt) in x-Richtung	26,9 g

**Tab. 6.7:** Maximale Verzögerungen des Motorrades im Schlitten



**Bild 6.27:** Beschädigungen am adaptierten Sporttank

km/h (Kopftarget unten) statt. Das Hinterrad des Motorrades begann bei 0,05 s aufzusteigen und erreichte seine Maximalhöhe von 60 cm nach 0,15 s.

### Messwertübersicht Motorrad

Die maximalen Verzögerungen des Motorrades in x-Richtung betragen am Lenkkopf 28,1 g und im Motorschwerpunkt 26,9 g, Tabelle 6.7.

### Beschädigungen am Motorrad

Die Beschädigungen am Motorrad beschränkten sich wiederum auf den Tank, der im hinteren Teil stark gefaltet war, Bild 6.27.

## 6.3.4 Versuch SH 01.11 – Lenker in vorderster Stellung

### Messwertübersicht Dummy

Bei diesem Versuch SH 01.11 war der Serien-Lenker der Yamaha FZ 600 in vorderster Stellung montiert. Tabelle 6.8 zeigt die bei diesem Versuch gemessenen Dummy-Belastungen verglichen mit denen des Basisversuchs SH 01.03. Die resultierende Kopfbeschleunigung liegt mit 72,4 g nahe am Grenzwert 80 g. Halsbiegemoment  $M_{by}$  und Halskraft  $F_x$  liegen oberhalb der kritischen Marken. Alle anderen Messwerte befinden sich unter den biomechanischen Grenzwerten.

### Filmauswertung

Beim Versuch SH 01.11 befand sich der Dummykopf beim Anprall an der Pkw-Dachkante in einer

Messgröße	SH 01.11		SH 01.03		Biomechanischer Grenzwert
	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	
Resultierende Kopfbeschleunigung	105,3 g	72,4 g	153,3 g	82,7 g	80 g über 3 ms
HIC	276		549		1.000
Halsbiegemoment $M_{by}$	8,2 Nm <sup>1)</sup> -80,7 Nm <sup>2)</sup>		177,9 Nm <sup>1)</sup> -32,1 Nm <sup>2)</sup>		max. Retroflexion -57 Nm
Halskraft $F_x$ <sup>3)</sup>	2,6 kN -0,2 kN	1,1 kN (45 ms)	4,4 kN -0,5 kN	1,5 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Halskraft $F_z$ <sup>4)</sup>	1,2 kN -4,4 kN	0,4 kN (45 ms)	1,1 kN -4,5 kN	1,1 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Resultierende Brustbeschleunigung	40,2 g	33,6 g	37,3 g	26,6 g	60 g über 3 ms
Brustdeflektion	0,3 mm		2,2 mm		50,8 mm
Resultierende Beckenbeschleunigung	29,6 g	29,2 g	36,2 g	32 g	60 g über 3 ms
Oberschenkelkraft links <sup>4)</sup>	1,5 kN -1,8 kN		1,4 kN -0,1 kN		10,0 kN
Oberschenkelkraft rechts <sup>4)</sup>	2,0 kN -0,4 kN		1,6 kN -0,1 kN		10,0 kN

1) Biegemoment nach vorn

2) Biegemoment nach hinten (Retroflexion)

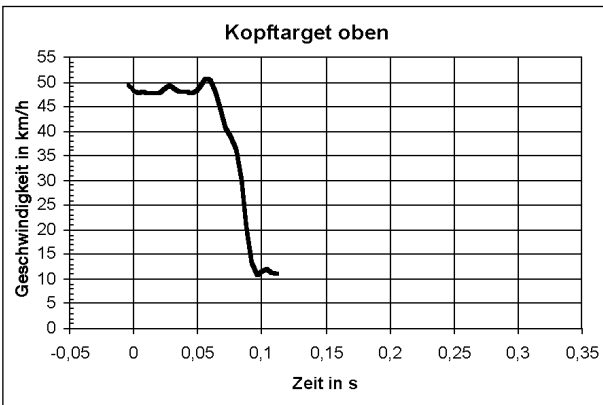
3) Scherkraft

4) Zug- oder Druckkraft (Druckkraft ist negativ)

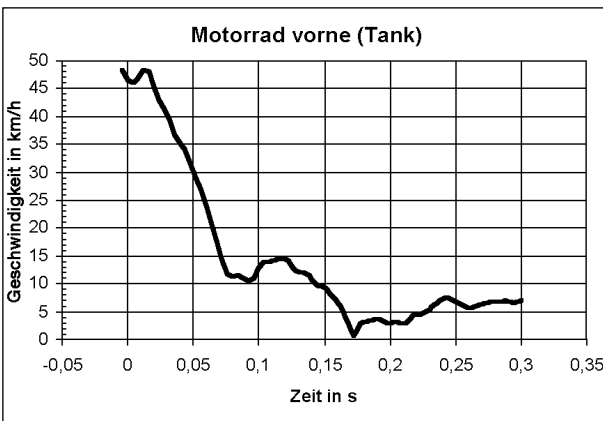
**Tab. 6.8:** Übersicht der Dummy-Messwerte



**Bild 6.28:** Kopfanprall und Darstellung der Trajektorien einzelner Targets am Dummy



**Bild 6.29:** Geschwindigkeit des Kopfes (fehlende Abschnitte waren nicht auswertbar)



**Bild 6.30:** Geschwindigkeit des Motorrades (fehlende Abschnitte waren nicht auswertbar)

Messort	max. Verzögerung
Rahmen vorne (Lenkkopf) in x-Richtung	32,2 g
Motor (im Schwerpunkt) in x-Richtung	32,9 g

**Tab. 6.9:** Maximale Verzögerungen des Motorrades im Schlitten

Höhe von 1.335 mm, Bild 6.28. Das ist 43 mm niedriger als bei Versuch SH 01.03 (Serienzustand).



**Bild 6.31:** Beschädigungen am Motorrad

Bild 6.29 zeigt den Verlauf der Geschwindigkeit des Dummykopfes. In Bild 6.30 ist der Geschwindigkeitsverlauf des Motorrades dargestellt. Die Geschwindigkeit bei Bremsbeginn betrug 48,0 km/h. Der Kopfanprall fand zum Zeitpunkt  $t = 0,088$  s mit einer Geschwindigkeit von 18 km/h (Kopftarget unten) statt. Das Krad begann bei 0,05 s mit dem Hinterrad aufzusteigen und erreichte die eingestellte Maximalhöhe von 60 cm nach 0,16 s.

### Messwertübersicht Motorrad

Wie in Tabelle 6.9 aufgelistet, betragen die maximalen Verzögerungen des Motorrades in x-Richtung am Lenkkopf 32,2 g und am Motor 32,9 g.

### Beschädigungen am Motorrad

Die Beschädigungen am Tank beschränkten sich auf den hinteren Teil, der stark nach innen gefaltet wurde, Bild 6.31. Der Lenker verbog sich einseitig (rechts) um 30 mm nach unten. Weitere Beschädigungen waren nicht vorhanden.

### 6.3.5 Versuch SH 01.12 – Ausrüstung mit Tankrucksack (gezurr)

#### Messwertübersicht Dummy

Bei Versuch SH 01.12 wurde das Motorrad mit einem Tankrucksack ausgerüstet, der zusätzlich zu seiner serienmäßigen Befestigung noch mit zwei Spanngurten fixiert wurde. In Tabelle 6.10 werden alle Dummy-Belastungswerte aus diesem Versuch dargestellt und mit den Werten von Versuch SH

Messgröße	SH 01.12		SH 01.03		Biomechanischer Grenzwert
	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	
Resultierende Kopfbeschleunigung	144,9 g	101,8 g	153,3 g	82,7 g	80 g über 3 ms
HIC	680		549		1.000
Halsbiegemoment $M_{by}$	225,1 Nm <sup>1)</sup> -36,6 Nm <sup>2)</sup>		177,9 Nm <sup>1)</sup> -32,1 Nm <sup>2)</sup>		max. Retroflexion -57 Nm
Halskraft $F_x$ <sup>3)</sup>	4,4 kN -0,4 kN	1,8 kN (45 ms)	4,4 kN -0,5 kN	1,5 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Halskraft $F_z$ <sup>4)</sup>	1,2 kN -3,9 kN	0,9 kN (45 ms)	1,1 kN -4,5 kN	1,1 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Resultierende Brustbeschleunigung	35,8 g	27,6 g	37,3 g	26,6 g	60 g über 3 ms
Brustdeflektion	3,4 mm		2,2 mm		50,8 mm
Resultierende Beckenbeschleunigung	32,5 g	30,4 g	36,2 g	32 g	60 g über 3 ms
Oberschenkelkraft links <sup>4)</sup>	1,6 kN -0,3 kN		1,4 kN -0,1 kN		10,0 kN
Oberschenkelkraft rechts <sup>4)</sup>	2,3 kN -1,4 kN		1,6 kN -0,1 kN		10,0 kN

1) Biegemoment nach vorn      2) Biegemoment nach hinten (Retroflexion im Halsmoment ist kritisch)  
3) Scherkraft                      4) Zug- oder Druckkraft (Druckkraft ist minus und kritisch im Oberschenkel)

Tab. 6.10: Übersicht der Dummy-Messwerte



Bild 6.32: Kopfanprall und Darstellung der Trajektorien einiger Targets am Dummy

01.03 (Basisversion) verglichen. Die resultierende Kopfbeschleunigung lag mit 101,8 g deutlich über dem biomechanischen Grenzwert 80 g und auch höher als bei Versuch SH 01.03. Im Bereich der Flexion ist der Wert für das Halsbiegemoment stark erhöht. Weiterhin ist der Grenzwert für die Halskraft in x-Richtung erreicht. Alle anderen Belastungen liegen unterhalb ihrer biomechanischen Grenzwerte.

### Filmauswertung

Beim Versuch SH 01.12 erreichte der Kopf beim Anprall an der Pkw-Dachkante eine Höhe von 1.407 mm, Bild 6.32. Dies ist gegenüber dem Serienzustand eine Erhöhung um 29 mm.

Der Geschwindigkeitsverlauf des Dummys ist in Bild 6.33 dargestellt. Zu Beginn der Bremsung be-

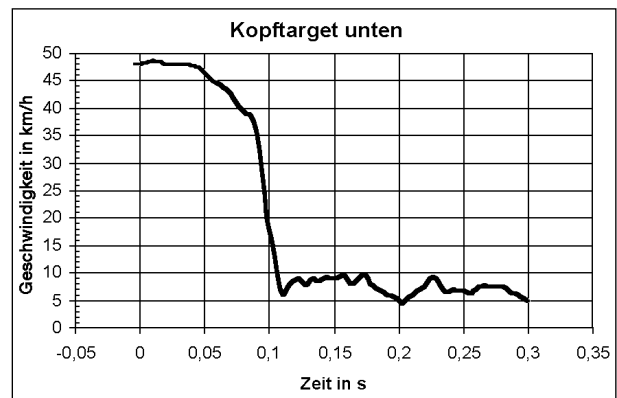


Bild 6.33: Geschwindigkeit des Kopfes

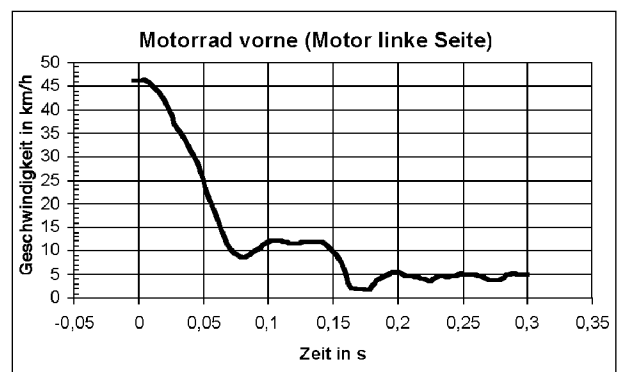


Bild 6.34: Geschwindigkeit des Motorrads

trug die Geschwindigkeit des Schlittens 48,0 km/h, Bild 6.34. Der Kopfanprall fand zum Zeitpunkt  $t = 0,092$  s mit einer Geschwindigkeit von 32 km/h (Kopftarget unten) statt. Das Hinterrad des Motorrades begann bei  $t = 0,06$  s aufzusteigen und erreichte seine Maximalhöhe von 60 cm nach  $t = 0,17$  s.

### Messwertübersicht Motorrad

Die maximalen Verzögerungen des Motorrades in x-Richtung betragen am Lenkkopf 36,8 g und am Motor 37,9 g, Tabelle 6.11.

### Beschädigungen am Motorrad

Als Beschädigungen waren eine starke Faltung im hinteren Teil des Tanks (Bild 6.35) sowie eine linksseitige Verbiegung des Lenkers um 10 mm nach oben feststellbar. Der Rahmen zeigt rechts unterhalb des Tanks Berührungsspuren des Dummys. Der Dummy wies wegen des gebrochenen Visiers Anprallspuren an der Nase auf.

Messort	max. Verzögerung
Rahmen vorne (Lenkkopf) in x-Richtung	36,8 g
Motor (im Schwerpunkt) in x-Richtung	37,9 g

Tab. 6.11: Maximale Verzögerungen des Motorrades im Schlitten



Bild 6.35: Beschädigungen am Tank

### 6.3.6 Versuch SH 01.13 – Ausrüstung mit Beinprotektoren (Eigenbau)

#### Messwertübersicht Dummy

Bei Versuch SH 01.13 war das Motorrad mit selbstgebaute Beinprotektoren ausgerüstet. In Tabelle 6.12 sind alle Dummybelastungen dargestellt und mit dem Basisversuch SH 01.03 verglichen. Bei der resultierenden Kopfbeschleunigung wurde mit 83,8 g der biomechanische Grenzwert 80 g geringfügig überschritten. Die Halszugkraft  $F_z$  ist mit 1,2 kN stark erhöht. Das Halsbiegemoment  $M_{by}$  ist mit -133,5 Nm mehr als doppelt so hoch wie der Grenzwert. An den Werten für die Oberschenkelkräfte ist zu erkennen, dass der Dummy einen Teil seiner kinetischen Energie über die Beinprotektoren auf den Schlittenaufbau übertragen hat.



Bild 6.36: Kopfanprall und Darstellung der Trajektorien einzelner Targets

Messgröße	SH 01.13		SH 01.03		Biomechanischer Grenzwert
	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	
Resultierende Kopfbeschleunigung	127,7 g	83,8 g	153,3 g	82,7 g	80 g über 3 ms
HIC	458		549		1.000
Halsbiegemoment $M_{by}$	20,6 Nm <sup>1)</sup> -133,5 Nm <sup>2)</sup>		177,9 Nm <sup>1)</sup> -32,1 Nm <sup>2)</sup>		max. Retroflexion -57 Nm
Halskraft $F_x$ <sup>3)</sup>	3,4 kN -1,2 kN	0,2 kN (45 ms)	4,4 kN -0,5 kN	1,5 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Halskraft $F_z$ <sup>4)</sup>	3,2 kN -4,4 kN	1,2 kN (45 ms)	1,1 kN -4,5 kN	1,1 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Resultierende Brustbeschleunigung	40,9 g	33,6 g	37,3 g	26,6 g	60 g über 3 ms
Brustdeflektion	5,4 mm		2,2 mm		50,8 mm
Resultierende Beckenbeschleunigung	31,2 g	29,0 g	36,2 g	32 g	60 g über 3 ms
Oberschenkelkraft links <sup>4)</sup>	0,6 kN -2,7 kN		1,4 kN -0,1 kN		10,0 kN
Oberschenkelkraft rechts <sup>4)</sup>	0,9 kN -2,7 kN		1,6 kN -0,1 kN		10,0 kN

1) Biegemoment nach vorn      2) Biegemoment nach hinten (Retroflexion)  
3) Scherkraft                      4) Zug- oder Druckkraft (Druckkraft ist negativ)

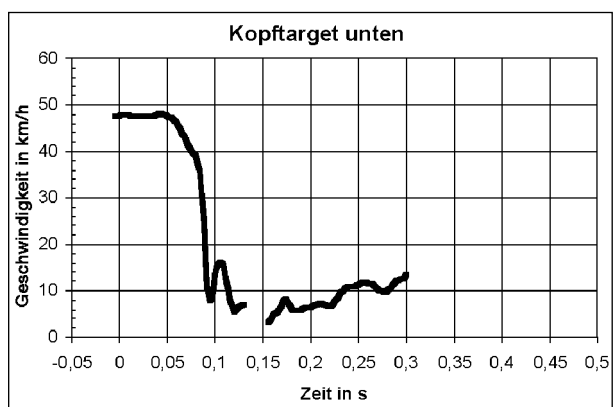
Tab. 6.12: Übersicht der Dummy-Messwerte

## Filmauswertung

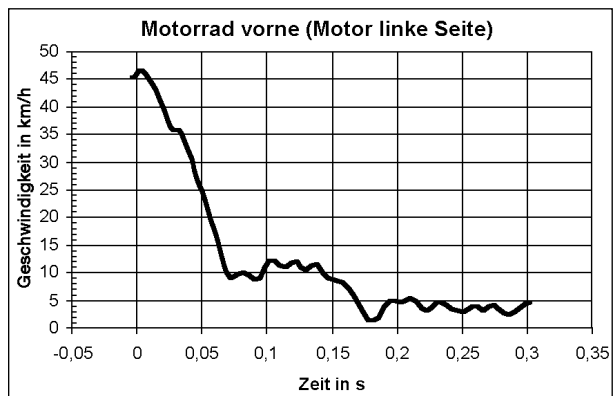
Bild 6.36 zeigt die Trajektorien verschiedener Targets am Dummy. Er stieß mit einer Kopfhöhe

Messort	max. Verzögerung
Rahmen vorne (Lenkkopf) in x-Richtung	36,1 g
Motor (im Schwerpunkt) in x-Richtung	36,9 g

**Tab. 6.13:** Maximale Verzögerungen des Motorrades im Schlitten



**Bild 6.37:** Geschwindigkeit des Kopfes (fehlende Abschnitte waren nicht auswertbar)



**Bild 6.38:** Geschwindigkeit des Motorrades



**Bild 6.39:** Beschädigungen am Motorrad

$H = 1.328$  mm gegen die Dachkante des Pkw. Das ist 50 mm niedriger als beim Versuch SH 01.03 (Serienzustand).

In Bild 6.37 ist der Geschwindigkeitsverlauf des Kopfes über der Zeit dargestellt. Bild 6.38 zeigt den Geschwindigkeitsverlauf des Motorrades. Die Geschwindigkeit des Schlittens bei Bremsbeginn betrug 49,7 km/h. Der Kopfanprall fand bei  $t = 0,088$  s mit einer Geschwindigkeit von 25 km/h (Kopftarget unten) statt. Das Motorradhinterrad begann bei  $t = 0,07$  s aufzusteigen und erreichte die eingestellte Maximalhöhe von 60 cm bei  $t = 0,16$  s.

### Messwertübersicht Motorrad

Wie in Tabelle 6.13 dargestellt, betragen die maximalen Verzögerungen des Motorrades in x-Richtung am Lenkkopf 36,1 g und am Motor 36,9 g.

### Beschädigungen am Motorrad

Die Beschädigungen am Motorrad beschränken sich auf den Tank, der durch Anstöße von Abdomen und Oberschenkel eingedrückt wurde, und das linke Lenkerende, welches um 70 mm nach unten gebogen war, Bild 6.39.

### 6.3.7 Versuch SH 01.14 – Ausrüstung mit Tankrucksack und Beinprotektoren

#### Messwertübersicht Dummy

Bei Versuch SH 01.14 war das Motorrad sowohl mit einem Tankrucksack als auch mit Beinprotektoren (Eigenanfertigung) ausgerüstet. In Tabelle 6.14 sind alle gemessenen Dummybelastungen den Werten von Versuch SH 01.03 (Serienzustand) gegenübergestellt. Die resultierende Kopfbeschleunigung liegt mit 106,1 g weit über dem biomechanischen Grenzwert 80 g. Die Halskräfte  $F_z$  und  $F_x$  sind liegen mit 1,2 kN und 1,1 kN im Bereich des Grenzwertes 1,1 kN. Die Werte für das Halsbiegemoment sind sowohl bei Flexion als auch bei Retroflexion deutlich erhöht. Mit 172,5 Nm wurde der für die Retroflexion geltende Grenzwert 45 ms weit überschritten. Auch in diesem Versuch sind die Oberschenkelwerte aufgrund der verwendeten Beinprotektoren höher als in den anderen Versuchen.



Messgröße	SH 01.14		SH 01.03		Biomechanischer Grenzwert
	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	
Resultierende Kopfbeschleunigung	123,0 g	106,1 g	153,3 g	82,7 g	80 g über 3 ms
HIC	673		549		1.000
Halsbiegemoment $M_{by}$	172,5 Nm <sup>1)</sup> -109,7 Nm <sup>2)</sup>		177,9 Nm <sup>1)</sup> -32,1 Nm <sup>2)</sup>		max. Retroflexion -57 Nm
Halskraft $F_x$ <sup>3)</sup>	3,6 kN -0,5 kN	1,1 kN (45 ms)	4,4 kN -0,5 kN	1,5 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Halskraft $F_z$ <sup>4)</sup>	3,4 kN -4,4 kN	1,2 kN (45 ms)	1,1 kN -4,5 kN	1,1 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Resultierende Brustbeschleunigung	40,6 g	36,0 g	37,3 g	26,6 g	60 g über 3 ms
Brustdeflektion	5,6 mm		2,2 mm		50,8 mm
Resultierende Beckenbeschleunigung	30,3 g	29,3 g	36,2 g	32 g	60 g über 3 ms
Oberschenkelkraft links <sup>4)</sup>	0,6 kN -3,6 kN		1,4 kN -0,1 kN		10,0 kN
Oberschenkelkraft rechts <sup>4)</sup>	0,7 kN -3,5 kN		1,6 kN -0,1 kN		10,0 kN

1) Biegemoment nach vorn      2) Biegemoment nach hinten (Retroflexion)  
 3) Scherkraft                      4) Zug- oder Druckkraft (Druckkraft ist negativ)

Tab. 6.14: Übersicht der Dummy-Messwerte



Bild 6.40: Kopfanprall und Darstellung der Trajektorien einzelner Targets am Dummy

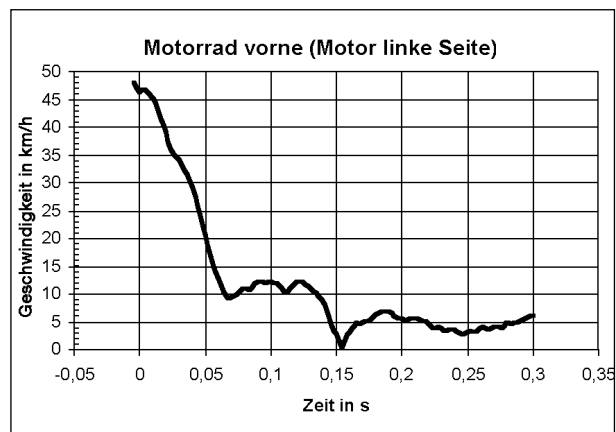


Bild 6.42: Geschwindigkeit des Motorrades

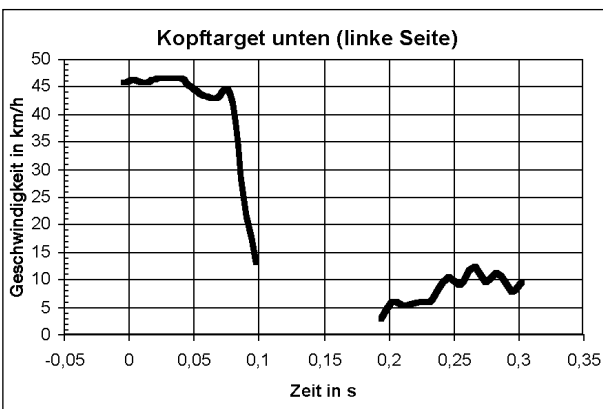


Bild 6.41: Geschwindigkeit des Kopfes (fehlende Abschnitte waren nicht auswertbar)

Höhe von 1.321 mm, Bild 6.40. Das ist 28 mm höher als bei Versuch SH 01.03 (Serienzustand).

In Bild 6.41 ist der Geschwindigkeitsverlauf des Kopfes über der Zeit dargestellt. Bild 6.42 zeigt den Geschwindigkeitsverlauf des Motorrades. Der Schlitten war bei Bremsbeginn 48,0 km/h schnell. Der Kopfanprall fand zum Zeitpunkt  $t = 0,086$  s mit einer Geschwindigkeit von 25 km/h (Kopftarget unten) statt. Das Motorrad-Hinterrad begann bei  $t = 0,06$  s aufzusteigen und erreichte seinen Wendepunkt bei  $t = 0,16$  s.

### Filmauswertung

Beim Versuch SH 01.14 befand sich der Dummykopf beim Anprall an der Pkw-Dachkante in einer

### Messwertübersicht Motorrad

Wie in Tabelle 6.16 dargestellt, betragen die maximalen Verzögerungen des Motorrades in x-Richtung am Lenkkopf 47,6 g und am Motorblock 46,5 g.

Messgröße	SH 0.71		SH 01.03		Biomechanischer Grenzwert
	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	Maximal-Wert	3-ms-Wert (45-ms-Wert)	
Resultierende Kopfbeschleunigung	60,1 g	54,2 g	153,3 g	82,7 g	80 g über 3 ms
HIC	148		549		1.000
Hals-biegemoment $M_{by}$	129 Nm <sup>1)</sup> -12 Nm <sup>2)</sup>		177,9 Nm <sup>1)</sup> -32,1 Nm <sup>2)</sup>		max. Retroflexion -57 Nm
Halskraft $F_x$ <sup>3)</sup>	3,36 kN -0,3 kN	0,8 kN (45 ms)	4,4 kN -0,5 kN	1,5 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Halskraft $F_z$ <sup>4)</sup>	1,2 kN -1,0 kN	0,8 kN (45 ms)	1,1 kN -4,5 kN	1,1 kN (45 ms)	1,1 kN über 45 ms
Resultierende Brustbeschleunigung	23,3 g	21,2 g	37,3 g	26,6 g	60 g über 3 ms
Brustdeflektion	4,0 mm		2,2 mm		50,8 mm
Resultierende Beckenbeschleunigung	30,6 g	29,0 g	36,2 g	32 g	60 g über 3 ms
Oberschenkelkraft links <sup>4)</sup>	2,4 kN -0,4 kN		1,4 kN -0,1 kN		10,0 kN
Oberschenkelkraft rechts <sup>4)</sup>	2,1 kN -0,1 kN		1,6 kN -0,1 kN		10,0 kN

1) Biegemoment nach vorn      2) Biegemoment nach hinten (Retroflexion)  
3) Scherkraft                      4) Zug- oder Druckkraft (Druckkraft ist negativ)

Tab. 6.15: Übersicht der Dummy-Messwerte

Messort	max. Verzögerung
Rahmen vorne (Lenkkopf) in x-Richtung	47,6 g
Motor (im Schwerpunkt) in x-Richtung	46,5 g

Tab. 6.16: Maximale Verzögerungen des Motorrades im Schlitten



Bild 6.43: Beschädigungen am Tank

### Beschädigungen am Motorrad

Die Beschädigungen am Motorrad beschränkten sich auf den Tank, der nach innen gefaltet wurde, Bild 6.43.

### 6.3.8 Versuch SH 01.71 – Ausrüstung mit Airbag

#### Messwertübersicht Dummy

Bei Versuch SH 01.71 war das Motorrad mit einem speziell entwickelten Airbag ausgerüstet. Der Airbag ist einerseits als Rampe konzipiert worden, um



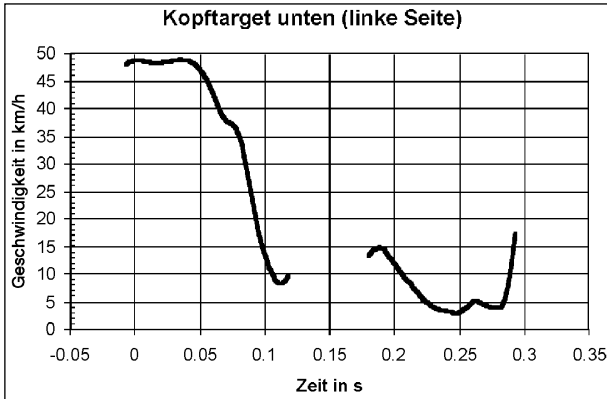
Bild 6.44: Zeitpunkt der höchsten Kopfverzögerung

so den Dachkantenanprall des Kopfes zu vermeiden, zusätzlich erfüllt der Airbag eine anpralldämpfende Funktion. In Tabelle 6.16 sind alle gemessenen Dummybelastungen den Werten von Versuch SH 01.03 (Serienzustand) gegenübergestellt. Zu erkennen ist, dass der Airbag seine Aufgabe sehr erfolgreich erfüllt hat. Alle gemessenen Belastungswerte liegen teilweise erheblich unter ihren biomechanischen Grenzwerten. Einzig die Werte für die beiden Halskräfte sind mit 0,8 kN als erhöht einzustufen, liegen aber deutlich unter den Werten des Referenzversuches.

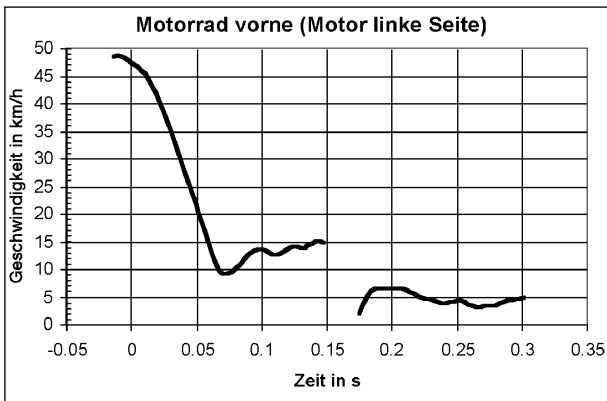
#### Filmauswertung

Beim Versuch SH 01.71 fand aufgrund des Airbags kein exakter Dachkantenanprall statt. Zum Zeitpunkt seiner höchsten Kopfbelastung von 60 g befand sich der Dummykopf in einer Höhe von 1.440 mm, Bild 6.44. Das ist 62 mm höher als bei Versuch SH 01.03 (Serienzustand).

In Bild 6.45 ist der Geschwindigkeitsverlauf des Kopfes über der Zeit dargestellt. Bild 6.46 zeigt den Geschwindigkeitsverlauf des Motorrades. Der



**Bild 6.45:** Geschwindigkeit des Kopfes (fehlende Abschnitte waren nicht auswertbar)



**Bild 6.46:** Geschwindigkeit des Motorrades

Messort	max. Verzögerung
Rahmen vorne (Lenkkopf) in x-Richtung	38,6 g
Motor (im Schwerpunkt) in x-Richtung	39,3 g

**Tab. 6.17:** Maximale Verzögerungen des Motorrades im Schlitten



**Bild 6.47:** Beschädigungen am Tank

Schlitten war bei Bremsbeginn 48,1 km/h schnell. Die höchste Kopfbelastung trat zum Zeitpunkt  $t = 0,094$  s bei einer Geschwindigkeit von 19 km/h (Kopftarget unten) auf. Das Motorrad-Hinterrad begann bei  $t = 0,06$  s aufzusteigen und erreichte seinen Wendepunkt bei  $t = 0,16$  s.

**Messwertübersicht Motorrad**

Wie in Tabelle 6.17 dargestellt, betragen die maximalen Verzögerungen des Motorrades in x-Richtung am Lenkkopf 38,6 g und am Motorblock 39,3 g.

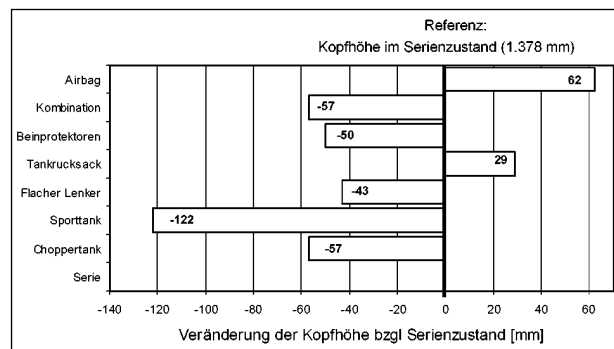
**Beschädigungen am Motorrad**

Die Beschädigungen am Motorrad beschränkten sich auf den Tank, der stark nach innen gefaltet wurde, Bild 6.47.

**6.4 Zusammenfassende Bewertung der Schlittenversuche**

Im Folgenden werden die Ergebnisse der vorstehend beschriebenen Schlittenversuche zusammengefasst und kommentiert. Dabei wird auf die geometrischen Unterschiede bei der Kopfanprallsituation (Anprallhöhe) und auf die biomechanischen Belastungswerte des Dummies eingegangen. In der Übersicht der Werte wird deutlich, dass bei einer zusammenfassenden Kommentierung das übergeordnete Ziel im Vordergrund stehen muss. Dies ist hier die Anhebung des Kopfes möglichst über die Pkw-Dachkante hinaus. Dabei sind allerdings erst dann, wenn der Kopf vollständig das Dachkantenniveau überwindet, wesentliche Absenkungen der Kopfbelastung zu erwarten.

In Bild 6.48 sind die erzielten Kopfanprallhöhen für alle Schlittenversuche einander gegenübergestellt.



**Bild 6.48:** Veränderung der Kopfhöhe beim Dachanprall durch getestete Sicherheitskomponenten bei allen Schlittenversuchen

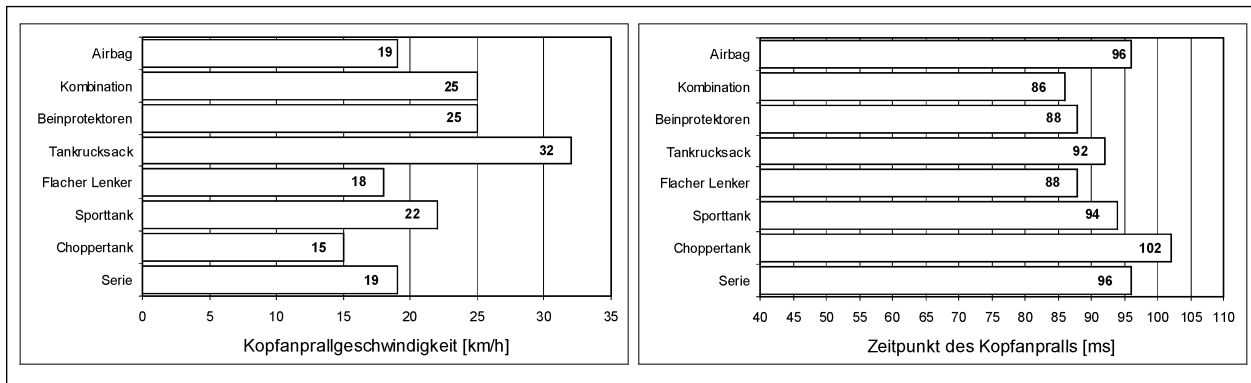
Hierbei wurde die ermittelte Höhe aus Versuch SH 01.03 (Serienzustand) als Referenzhöhe verwendet. Der Versuch SH 01.71 (Airbag) und der Versuch SH 01.12 (Tankrucksack) waren die einzigen, bei denen eine nennenswerte Kopfanhebung erzielt wurde. Diese kann beim Versuch SH 01.12 mit 29 mm allerdings als eher bescheiden bezeichnet werden. Diese Anhebung des Kopfes reichte nicht aus, um das gefährliche Dachkantenniveau zu überwinden. Der Dummy prallte direkt mit der Visieröffnung des Helmes gegen die Dachkante. Die gemessenen Kopf- und Halsbelastungen lagen deshalb über den Grenzwerten bzw. waren erhöht.

Dies war beim Versuch mit Airbag nicht der Fall. Hier leitete der Airbag Kopf und Oberkörper über die gefährliche Dachkante und vermied so kritische Belastungen. Im weiteren Verlauf der Kollision wurde der gesamte Dummy über das Fahrzeug gehoben und kam auf der gegenüberliegenden Seite des Pkw auf dem Boden zum Liegen. Die biomechanischen Messwerte in diesem Versuch sind allesamt unterkritisch. Dies gilt ebenso für die Sekundärkollision auf dem Boden. Somit kann hier von einer erfolgreichen Verbesserung der passiven Sicherheit gesprochen werden.

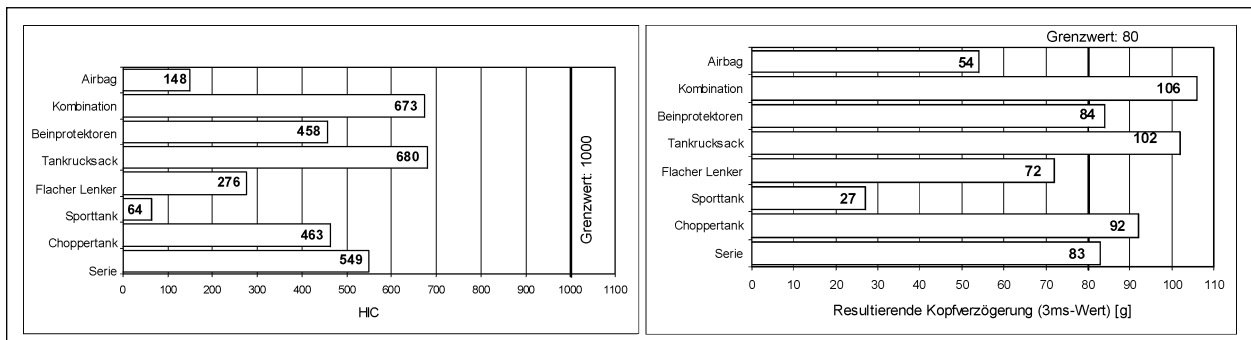
Bei allen anderen Versuchen wirkten sich die verwendeten Sicherheitskomponenten negativ auf die Anprallhöhe des Kopfes aus.

Bild 6.49 stellt die Kopfanprallgeschwindigkeit und den Zeitpunkt des Kopfanpralls einander gegenüber. Werden die Versuche außer Acht gelassen, bei denen kein Kopfanprall an der Dachkante stattfand (Sporttank, flacher Lenker), so zeigt sich folgendes Bild: Je später der Kopfanprall stattfand, desto niedriger war die Anprallgeschwindigkeit. Versuch SH 01.08 (Choppertank) bildet hier mit 15 km/h bei 102 ms den einen Extremwert und die beiden Versuche mit den montierten Beinprotektoren mit 25 km/h nach 86/88 ms den anderen. Der Versuch SH 01.12 (Tankrucksack) bildet hier eine Ausnahme. Hier wurde mit 32 km/h die höchste Anprallgeschwindigkeit gemessen.

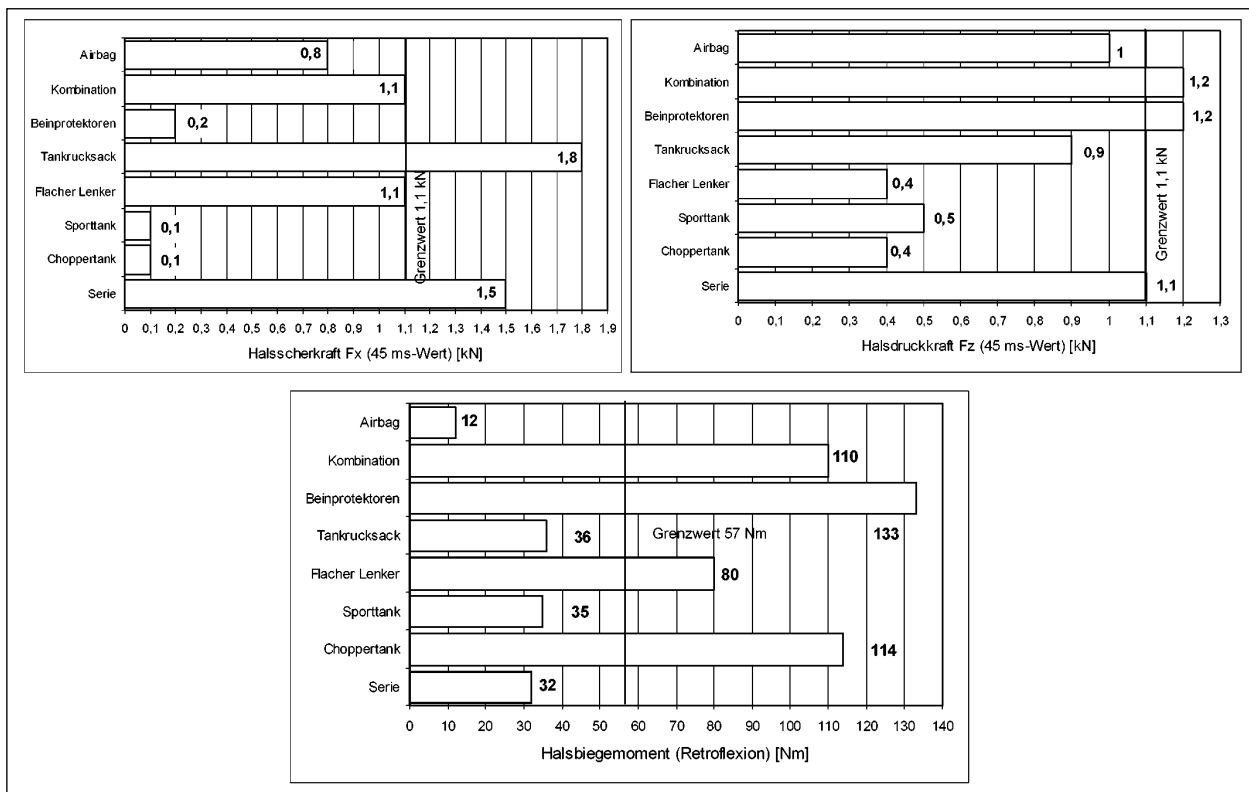
Bild 6.50 zeigt den HIC-Wert und die Werte für die resultierende Kopfverzögerung für alle Schlittenversuche. Die Werte des HIC liegen für alle Versuche im unkritischen Bereich. Besonders niedrig ist mit HIC = 64 die Belastung beim Versuch mit montiertem Sporttank (SH 01.09). Hier begrenzte die steile Tankrampe die Vorwärtsbewegung des Dummies. Dadurch verblieb der Unterkörper zunächst



**Bild 6.49:** Kopfanprallgeschwindigkeit und Anprallzeitpunkt aller Schlittenversuche



**Bild 6.50:** Übersicht über die gemessenen Belastungswerte des HIC und der resultierenden Kopfverzögerung bei allen Schlittenversuchen



**Bild 6.51:** Übersicht über die gemessenen Werte des Halsbiegemomentes  $M_{by}$ , der Halsdruckkraft  $F_x$  und der Halsscherkraft  $F_z$  aller Schlittenversuche

auf dem Motorrad, während der Oberkörper sich flach auf den Tank legte. Der Kopf verfehlte die Dachkante und drang in die Seitenscheibe des Pkw ein. Beim Versuch SH 01.11 (Lenker in vorderster Stellung) war die absolute Kopfhöhe des Dummys durch seine nach vorn gebeugte Haltung so niedrig, dass dieser beim Kopfanprall nach unten abglitt. Auch hier wurde mit  $HIC = 276$  ein relativ geringer Wert gemessen.

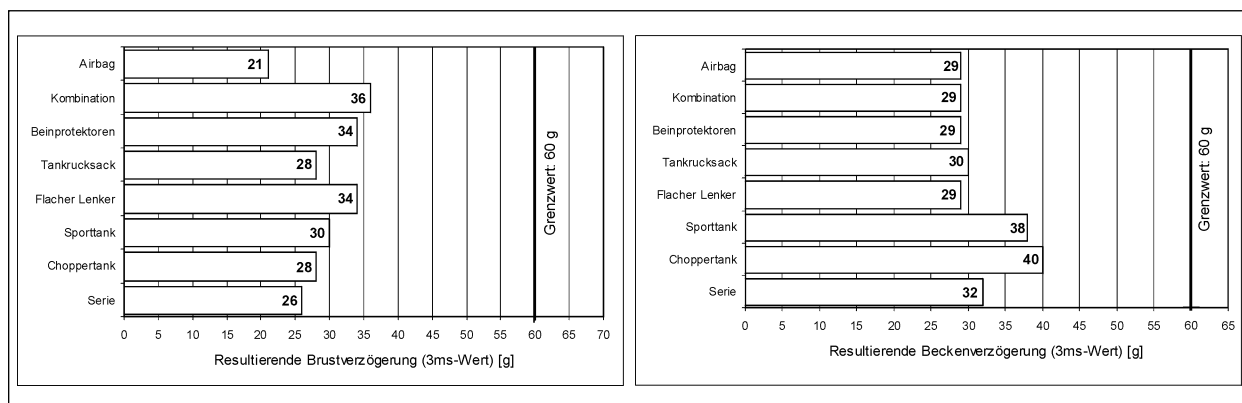
Bei Betrachtung der resultierenden Kopfverzögerung stellt sich ein ähnliches Bild dar. Wiederum unterscheiden sich die Belastungswerte der beiden Versuche mit Sporttank und flachem Lenker von den anderen Tests. Bei ihnen liegen die gemessenen Belastungswerte mit  $a = 27$  g (Sporttank) und  $a = 72$  g (flacher Lenker) unterhalb des biomechanischen Grenzwertes 80 g. Bei allen übrigen Versuchen wird der Grenzwert deutlich überschritten. Ein besonders harter Anprall fand mit  $a = 106$  g bei Versuch SH 01.14 (Kombination aus Tankrucksack und Beinprotektoren) statt. Durch die starren, unbeweglichen Beinprotektoren in Verbindung mit dem als Barriere wirkenden Tankrucksack war der Dummy sehr lange fest mit dem Motorrad verbunden. Aufgrund dieses höheren Gewichtes fuhr der Schlitten sehr tief in die Bremse und damit unter den Pkw ein, so dass der Kopf beim Anprall an die

Dachkante noch eine sehr hohe Geschwindigkeit hatte. Beim Versuch SH 01.12 (Tankrucksack) prallte der Dummy mit dem Visier an, das zerbrach. Daraus resultiert auch hier mit  $a = 102$  g ein hoher Belastungswert.

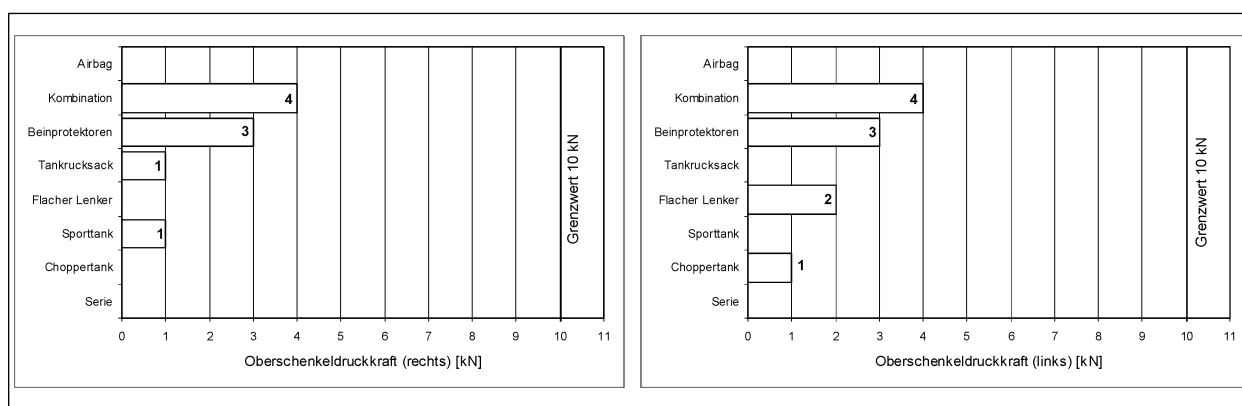
Das Bild 6.51 zeigt die Halskräfte in z-Richtung und x-Richtung. Bei der Halsdruckkraft  $F_z$  liegen die Werte für die beiden Versuche mit Beinprotektoren mit 1,2 kN über dem zugehörigen Grenzwert 1,1 kN. Grund hierfür ist die durch die Beinprotektoren bedingte nach vorn geneigte Haltung des Dummys. Daraus resultiert beim Dachanprall eine Kräfteinleitung in Richtung der z-Achse.

Bei der Halsscherkraft  $F_x$  fallen besonders die Werte der Versuche SH 01.12 (Tankrucksack) und SH 01.03 (Serienzustand) heraus. Sie liegen mit 1,8 kN und 1,5 kN deutlich über dem zugehörigen Grenzwert 1,1 kN. Bei diesen beiden Versuchen hatte der Dummy seine höchste Position während des Dachanpralls, so dass hier die Kräfteinleitung größtenteils in x-Richtung erfolgte. Beim Halsbiegemoment fällt besonders der niedrige Wert des Airbagversuchs ins Auge.

Bild 6.52 stellt die gemessenen Belastungswerte der resultierenden Brustverzögerung und der resultie-



**Bild 6.52:** Übersicht über die gemessenen Werte der resultierenden Brust- und Beckenverzögerung bei allen Schlittenversuchen



**Bild 6.53:** Übersicht über die gemessenen Kräfte im rechten und linken Oberschenkel bei allen Schlittenversuchen

renden Beckenverzögerung dar. Hier liegen alle Werte deutlich unter dem biomechanischen Grenzwert 60 g.

Bild 6.53 zeigt die gemessenen Oberschenkelkräfte. Auch sie liegen weit unterhalb des zugehörigen biomechanischen Grenzwertes von 10 kN. Hervorzuheben sind hier allerdings die Versuche SH 01.13 (Beinprotektoren) und SH 01.14 (Kombination). Durch die unelastischen Beinprotektoren werden erhöhte Kräfte in die Oberschenkel eingeleitet.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Yamaha FZS 600 Fazer im Serienzustand bereits einen recht ausgewogenen Zustand bezüglich der passiven Sicherheit darstellt. Nur zwei getestete Komponenten (Tankrucksack und Airbag) erzielten eine größere Kopfanprallhöhe als der Serienzustand. Alle anderen Komponenten bedeuteten eher eine Verschlechterung der Situation. Aber auch der Tankrucksack bedeutete schließlich eine Verschlechterung der Situation, weil der Kopf nicht komplett über die Dachkante gehoben wurde.

Allein der Airbag stellte eine umfassend zufriedenstellende Verbesserung dar. Im Versuch SH 01.71 lagen alle gemessenen Dummy-Belastungen un-

terhalb der biomechanischen Grenzwerte. Lediglich die Werte für die Halsdruckkraft und die Halscherkraft können als erhöht bezeichnet werden. Der harte Anprall an die Dachkante wurde komplett vermieden. Der Dummy wurde über den Pkw gehoben und kam jenseitig ohne weiteren Anprall in seine Endlage. Um eine allgemein gültige Aussage über den Nutzen des Airbags bei diesem Motorrad zu treffen, sind allerdings noch weitere Versuche bei anderen Konfigurationen nötig.

## 7 Umfassendes Verfahren für die Bewertung und Prüfung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder

In den Kapiteln 4 und 6 des vorliegenden Berichtes wurden durchgeführte Fahrzeuganalysen, Full-Scale-Crashtests und Schlittentests beschrieben. Diese Bewertungen und Tests stellen bereits realisierte Elemente eines Verfahrens zur Bewertung und Prüfung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder dar. Im Folgenden wird auf das Zusam-

menwirken dieser Elemente in einem Gesamtsystem sowie auf dessen Weiterentwicklung eingegangen.

## 7.1 Bewertungen

Bei einer umfassenden Beurteilung der Bewertungs- und Testverfahren zur Ermittlung und Beschreibung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder kann auf entsprechende Ansätze zur Sicherheitsbewertung von Personenkraftwagen zurückgegriffen werden. Dabei ist der Verwendungszweck der Bewertungsergebnisse relevant. Hier können vier Bereiche unterschieden werden:

- Bewertung der Erfüllung von Entwicklungs-Zielvorgaben des Fahrzeugherstellers,
- Bewertung der Zulassungsfähigkeit des Fahrzeuges (Homologation),
- Bewertung des Fahrzeuges zur Information des Verbrauchers,
- Bewertung des Fahrzeuges im Rahmen der Produkthaftung.

Grundsätzlich soll hierbei durch systematische Vergleiche von bestimmten Merkmalsausprägungen der passiven Sicherheit des Fahrzeuges mit geeigneten Referenzen ermittelt werden, ob und wie gut bestimmte Vorgaben erreicht worden sind. Anhand der Bewertungsergebnisse mehrerer Fahrzeuge können diese bezüglich ihrer passiven Sicherheit in eine objektiv nachvollziehbare Rangreihe gestellt werden (Ranking).

Zur Beschreibung der Zielerfüllung ist eine geeignete Informations- und Datenbasis erforderlich, welche die Ist-Merkmalsausprägungen (Ist-Eigenschaften) des Fahrzeuges und die zugehörigen Soll-Merkmalsausprägungen (Soll-Eigenschaften) umfasst. Nach GRUNOW et al. (1996) kommen hierzu drei Informations- und Datenkategorien in Betracht, mit deren Elementen die verschiedenen Teilziele der passiven Sicherheit belegt werden können. Je nach gegebenen Informationen kann dies bei einzelnen Merkmalen mehr oder weniger vollständig (lückenhaft) oder auch mehrfach (redundant) erfolgen. Nach der Herkunft der Daten kann hierbei unterschieden werden in:

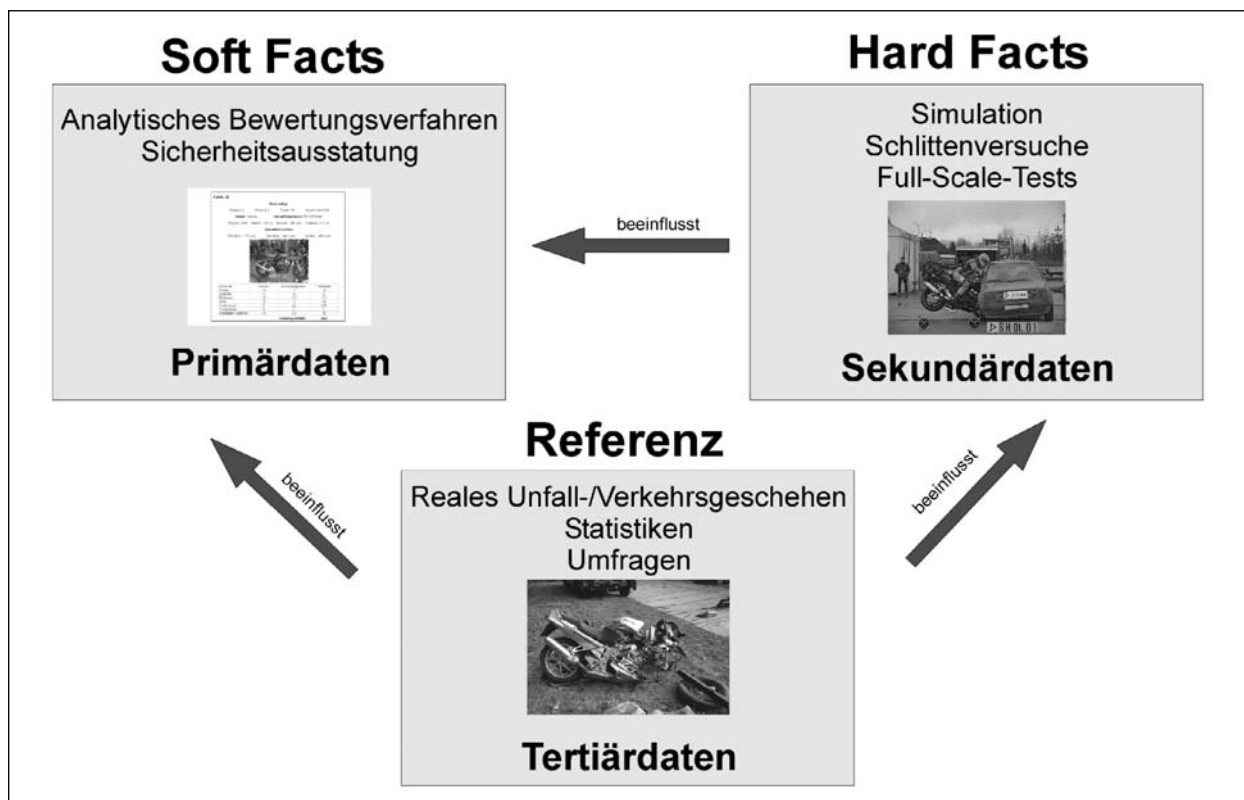
- Primärdaten und Informationen über die passive Sicherheit des Fahrzeuges, die den üblicherweise vom Fahrzeughersteller gelieferten technischen Unterlagen entnommen werden oder

am ruhenden Fahrzeug unmittelbar festzustellen sind.

- Sekundärdaten und Informationen über die passive Sicherheit des Fahrzeuges, die mit Hilfe von dynamischen Tests am bewegten Fahrzeug (Crashtests) real festgestellt oder mittels numerischen Simulationen (virtual testing) generiert werden können.
- Tertiärdaten und Informationen über die passive Sicherheit des Fahrzeuges, die sich aus dem praktischen Einsatz im Straßenverkehr ableiten lassen.

Die in Abschnitt 4 des vorliegenden Berichtes beschriebenen Fahrzeuganalysen stellen somit ein Primärdaten-Beurteilungssystem dar. Full-Scale-Crashtests (Abschnitt 4.2) und Schlittenversuche (Abschnitt 6) sind in Verbindung mit zugehörigen biomechanischen Schutzkriterien Elemente eines Sekundärdaten-Bewertungssystems. Darüber hinaus liefern numerisch simulierte (virtuelle) Tests ebenfalls Sekundärdaten, wobei vorausgesetzt wird, dass die verwendeten numerischen Modelle hinreichend valide sind.

Ein umfassendes System zur Bewertung der passiven Sicherheit von motorisierten Zweirädern umfasst alle drei Datenkategorien, wobei die Ergebnisse der jeweiligen Bewertungen einander entsprechen (bestätigen) müssen, Bild 7.1. Ist dies der Fall, handelt es sich um ein valides Bewertungssystem. Die entscheidende Referenz zur Beurteilung der Validität sind stets die Tertiärdaten aus dem realen Unfallgeschehen. Bewertungen anhand von Sekundärdaten (Testergebnisse) müssen mit zugehörigen Erkenntnissen aus dem realen Unfallgeschehen in Einklang sein. Bewertungen anhand von Primärdaten (aus technischen Unterlagen oder am ruhenden Fahrzeug ermittelt) müssen zugehörigen Erkenntnissen aus Tests (Sekundärdaten) und aus dem realen Unfallgeschehen (Tertiärdaten) entsprechen. In diesem Sinne beeinflussen Erkenntnisse und Fragestellungen aus dem realen Unfallgeschehen die Verfahren (Tests) zur Generierung und Bewertung von Sekundärdaten. Diese wiederum haben Einfluss auf Verfahren zur Generierung und Bewertung von Primärdaten. Vor diesem Hintergrund ist klar, dass ein umfassendes System zur Bewertung der passiven Sicherheit von motorisierten Zweirädern nicht statisch sein kann, sondern laufenden Veränderungen unterworfen ist. Dieser Prozess kann als kontinuierlicher Verbesserungsprozess aufgefasst werden. Dies ist bei der Bewer-



**Bild 7.1:** Gegenseitige Beeinflussung von Systemen zur Bewertung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder

tung der passiven Sicherheit von Personenkraftwagen in gleicher Weise der Fall. Dabei werden die Verfahren zur Generierung und Bewertung von Sekundär- und von Primärdaten laufend optimiert, d. h. neuen Erkenntnissen und Fragestellungen aus dem realen Unfallgeschehen (Tertiärdaten) angepasst.

Mit einem validen Primärdaten-System lassen sich relativ schnell und kostengünstig erste Informationen zur (zutreffenden) Beurteilung der passiven Sicherheit eines motorisierten Zweirades gewinnen. Diese können zum Beispiel zur ersten Information der Verbraucher über die passive Sicherheit neuer motorisierter Zweiräder verwendet werden. Die in Abschnitt 4 des vorliegenden Berichtes beschriebenen Fahrzeuganalysen stellen einen hierzu geeigneten Ansatz dar. Selbstverständlich bedürfen diese Analysen vor einer verbindlichen Anwendung zur Information der Verbraucher der weiteren Abstimmung und Verbesserung in Fachkreisen. Grundsätzlich wird ein solches Bewertungssystem in wesentlichen Teilen stets auf der subjektiven Einschätzung bestimmter Merkmale (nach vorgegebenen Kriterien) beruhen. Man spricht in diesem Zusammenhang auch von „weichen“ Informationen (soft facts). In bestimmtem Umfang lassen sich aus zugehörigen Primärdaten auch konkrete Entwick-

lungsvorgaben ableiten, beispielsweise durch Vorgabe einer bestimmten Aufsassen-Kopfhöhe oder Eigenschaften der Tankkrumpe. Zur abschließenden Homologation des Fahrzeuges oder zur Beantwortung von Fragen im Rahmen der Produkthaftung wird ein solches System nach bisherigem Ermessen weniger gut geeignet sein.

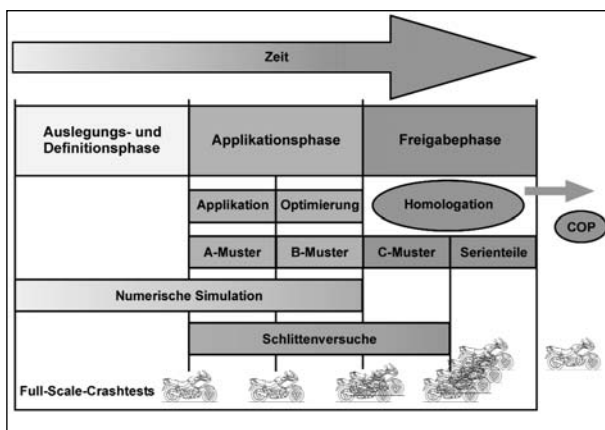
Ein valides Sekundärdatensystem (Crashtest-Matrix) liefert mit entsprechendem Aufwand „harte“ Daten und Informationen (hard facts), die üblicherweise auch im Rahmen einer Homologation des Fahrzeuges verwendet werden können. Bisher ist die Einbeziehung von Crashtest-Ergebnissen in die Homologation eines motorisierten Zweirades nicht vorgeschrieben. Dies hängt unter anderem mit der besonderen Vielfalt des Unfallgeschehens der motorisierten Zweiräder zusammen. Auch ohne gesetzlich vorgeschriebene Homologation ergibt sich vor dem Hintergrund der Produkthaftung die Notwendigkeit zur Durchführung von realen oder numerisch simulierten Full-Scale-Crashtests bzw. Schlittentests. Die im Standard ISO 13232 beschriebenen Full-Scale-Tests und ergänzenden numerischen Simulationen stellen hierfür ein bereits weit entwickeltes, in Fachkreisen abgestimmtes und anerkanntes Test-Szenario dar. Hieraus lassen sich schon heute Informationen ableiten, die für



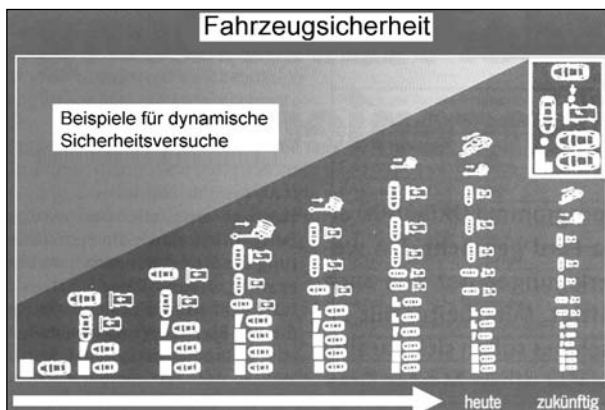
Zwecke der Homologation, der Verbraucher-Information und auch zur Beantwortung von Fragen der Produkthaftung sehr gut geeignet sind. Daran, dass ISO 13232 ausdrücklich als „sich entwickelnder Standard“ bezeichnet wird, ist bereits zu erkennen, dass dieses System nicht als endgültig aufgefasst werden kann. Wie andere Regeln der Technik auch, ist es in angemessener Weise dem sich ändernden Stand der technischen Entwicklung und neuen Erkenntnissen aus der Forschung ständig anzupassen.

### 7.2 Prüfverfahren

Wenn die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder einen entsprechenden Stellenwert erreicht, werden – wie bei Personenkraftwagen – Verfahren zur Prüfung der passiven Sicherheit in allen Phasen des Produktentstehungsprozesses zur Anwendung kommen, Bild 7.2.



**Bild 7.2:** Numerische Simulationen, Schlittentests und Full-Scale-Tests zur Überprüfung von Eigenschaften der passiven Sicherheit im Rahmen der Entstehung eines Fahrzeugs (Darstellung in Anlehnung an BRÖCKING, 1999)



**Bild 7.3:** Entwicklung der Full-Scale-Tests zur Überprüfung der passiven Sicherheit von Pkw (MARCHARD, 1999)

Dieser Prozess läuft heute in der Automobilindustrie weitgehend rechnergestützt (virtuell) ab. Dabei haben numerische Simulationen (virtual testing) in der Auslegungs- und Definitionsphase einen großen Stellenwert. Zur Validierung der numerischen Simulationen kommen in der Applikationsphase reale Schlittenversuche und erste Full-Scale-Tests hinzu. In der Freigabephase entscheiden dann Full-Scale-Tests über den Erfolg der Homologation. Danach dienen weitere Full-Scale-Tests zur Überprüfung der Einhaltung relevanter Eigenschaften während der Produktion (COP = Conformity of Production).

Im Pkw-Bereich hat das zugehörige Test-Szenario in der Vergangenheit erheblich an Umfang gewonnen, Bild 7.3. Den Frontalaufprallversuchen folgten die Seiten- und Heckaufpralltests und die Rollovertests, jeweils in mehreren Varianten. Obwohl der Standard ISO 13232 bereits sieben Full-Scale-Tests (Motorrad gegen Pkw) umfasst, kann eine ähnliche Entwicklung auch bei den motorisierten Zweirädern erwartet werden. Als Ergänzung zu den in ISO 13232 beschriebenen Tests kommen beispielsweise Simulationen von Motorrad-Alleinunfällen mit Rutschen auf der Fahrbahn oder mit Anprall an passiven Schutzvorrichtungen (BÜRKLE und BERG, 2001) in Frage.

#### 7.2.1 ISO 13232 als Ausgangspunkt eines umfassenden Testverfahrens

Mit dem Standard ISO 13232 wurden weltweit erstmals einheitliche Rahmenbedingungen zur Beurteilung von Sicherheitsmaßnahmen für Motorräder geschaffen, die eine Verletzungsreduzierung des Fahrers bei einem Anprall gegen einen Personenkraftwagen erreichen sollen. Ausgangspunkt für die Entwicklung dieser Norm waren die stark differierenden Ergebnisse in der Beurteilung von Beinschutzsystemen Ende der 80er Jahre.

Ein internationales Beinschutz-Seminar im Jahr 1991 in Paris zeigte zusammen mit den Empfehlungen von verschiedenen Experten die Notwendigkeit für einen international anerkannten Crashdummy und für vereinheitlichte Untersuchungsmethoden auf. Bevor weitere sinnvolle Forschungen im Bereich der passiven Zweiradsicherheit weltweit durchgeführt werden konnten, war diese Problematik zu lösen.

Im Jahr 1992 begann eine international besetzte Arbeitsgruppe (ISO/TC22/SC22/WG22) mit der Ausarbeitung von standardisierten Methoden für

die Motorrad-Sicherheitsforschung. Nach mehreren Sitzungen der Arbeitsgruppe wurde 1994 ein Entwurf zur Abstimmung vorgelegt. Im Dezember 1996 erfolgte die Veröffentlichung der ISO 13232 (van DRIESSCHE, 1994, ROGERS, 1996).

Die in ISO 13232 beschriebenen Testmethoden wurden bereits in verschiedenen Forschungsarbeiten erfolgreich angewandt. Sie werden von Motorrad- und Rollerherstellern im Rahmen der Entwicklung neuer Fahrzeuge weltweit berücksichtigt (BERG, 1999). Der Standard ISO 13232 besteht aus acht aufeinander aufbauenden und sich gegenseitig beeinflussenden Teilen:

- Teil 1: Definitionen, Abkürzungen und Symbole
- Teil 2: Definition der Anstoßbedingungen basierend auf der Auswertung von Unfalldaten
- Teil 3: Anforderungen an den Motorraddummy
- Teil 4: Aufzuzeichnende Messwerte, Instrumentierung und Messprozeduren
- Teil 5: Verletzungsindizes und Risiko/Nutzen-Analyse
- Teil 6: Full-Scale-Aufprallprozeduren
- Teil 7: Verfahren zur Ausführung von Computersimulationen für Motorradaufpralltests
- Teil 8: Dokumentation und Bericht

Die Zielsetzung dieses Standards beinhaltet die Definition allgemeiner Forschungsmethoden für die Untersuchung von Sicherheitselementen am Motorrad. Die vorgegebenen experimentellen und mathematischen Methoden konzentrieren sich dabei auf den paarweisen Vergleich von Motorrädern mit bzw. ohne die zu untersuchenden Sicherheitsmaßnahmen. Die entwickelten Testmethoden stützen sich auf die Analyse von Unfalldaten und sollen eine Gesamtbewertung der untersuchten Sicherheitselemente bezüglich der Verletzungssituation ermöglichen. Zudem wurde durch ISO 13232 die Voraussetzung für international vergleichbare Testergebnisse geschaffen.

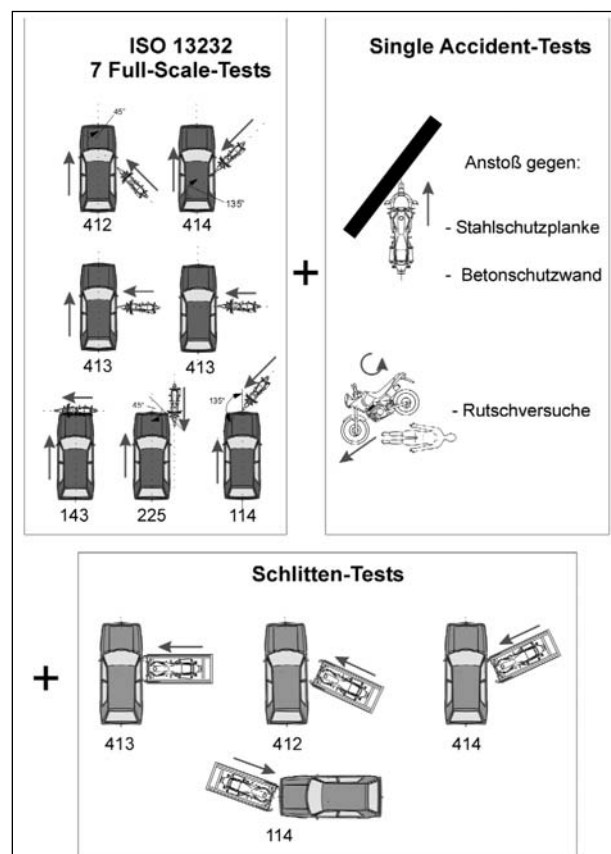
Die aktuelle Fassung des Standards ISO 13232 basiert auf den zur Zeit in der Entwicklung befindlichen und existierenden Motorrad-Sicherheitstechnologien. Enthalten sind sowohl sieben definierte Full-Scale-Testkonfigurationen (siehe Kapitel 6, Bild 6.4) als auch die numerische Simulation von ca. 200 Anstoßkonfigurationen. ISO 13232 ist als Startpunkt einer kontinuierlichen Weiterentwicklung anzusehen. Künftige Verbesserungen und An-

regungen werden zu einer Weiterentwicklung des Standards beitragen.

Die im vorliegenden Bericht vorgestellten Schlittenversuche können vor diesem Hintergrund als Anregung zur Weiterentwicklung von ISO 13232 angesehen werden. Damit ließen sich im Vergleich zu Full-Scale-Tests kostengünstigere reale Testserien zur Erprobung und Verbesserung von Motorrad-Sicherheitselementen in der Entwicklungsphase durchführen. In Anbetracht der komplexen räumlichen Bewegungsabläufe bei einer Motorrad-Pkw-Kollision und den derzeitigen Möglichkeiten der numerischen Simulation solcher Kollisionen erscheinen Schlittentests als eine interessante Alternative. In diesem Zusammenhang muss auch beachtet werden, dass die Ergebnisse von im Vergleich dazu aufwändigeren Full-Scale-Tests hinsichtlich ihrer Reproduzierbarkeit kritisch analysiert werden müssen (BERG et al., 2000).

Bild 7.4 veranschaulicht die nach derzeitigem Kenntnisstand als sinnvoll anzusehenden Erweiterungsmöglichkeiten der in ISO 13232 definierten Full-Scale-Tests.

ISO 13232 ist als Standard für Motorräder definiert. Als Unfallgegner wird allein der Personenkraftwa-



**Bild 7.4:** Mögliche Erweiterungen der in ISO 13232 definierten Full-Scale-Tests

gen betrachtet. Auf Motorroller ist dieser Standard bedingt übertragbar. Insbesondere für kleinere Motorroller, die vorwiegend innerorts an Unfällen beteiligt sind, ist bisher noch nicht hinreichend nachgewiesen worden, welche Anstoßkonstellationen hierbei relevant sind. Den Ergebnissen der Unfalluntersuchungen in Kapitel 2 des vorliegenden Berichts zufolge ist dabei neben dem Personenkraftwagen auch der Lastkraftwagen als Unfallgegner bedeutsam. Hieraus ergeben sich weitere Entwicklungsperspektiven für ein umfassendes Verfahren zur Überprüfung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder.

Bedeutsam sind in diesem Zusammenhang auch die Kollisionsgeschwindigkeiten der Fahrzeuge. ISO 13232 sieht als Kollisionsgeschwindigkeit des Motorrades 48 km/h bzw. 35 km/h vor, während der Personenkraftwagen entweder steht oder mit 24 km/h kollidiert. Wie die Ergebnisse der Unfalluntersuchungen in Kapitel 2 zeigen, differieren die Kollisionsgeschwindigkeiten der verschiedenen Arten motorisierter Zweiräder bei gleicher Unfallschwere (Unfälle mit Getöteten, schwer Verletzten und leicht Verletzten). Beispielsweise lag bei Unfällen mit getöteten Aufsassen die mittlere Kollisionsgeschwindigkeit der Sportmotorräder, Tourer und Chopper im Bereich um 80 km/h, der Sport-Tourer bei 72 km/h, der Kraftroller mit mehr als 80 cm<sup>3</sup> Hubraum bei 75 km/h und der Enduros bei 64 km/h. Mit 35 km/h lag die mittlere Kollisionsgeschwindigkeit der Kraftroller mit weniger als 80 cm<sup>3</sup> Hubraum und getöteten Aufsassen auf einem wesentlich niedrigeren Geschwindigkeitsniveau. Hieraus ergeben sich zusätzliche Ansatzpunkte zur Weiterentwicklung der Vorgaben in ISO 13232 im Rahmen eines umfassenden Verfahrens zur Überprüfung und Beurteilung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder.

Dies ist insbesondere im Hinblick der Erprobung von technisch anspruchsvollen Sicherheitselementen wie einem Airbag für Motorräder relevant. Wie in Kapitel 4.2 des vorliegenden Berichtes gezeigt, können bei 48 km/h Kollisionsgeschwindigkeit des Motorrades beim Anprall an der Seite eines Personenkraftwagens bereits mit konventionellen Motorrädern gemessene Dummy-Belastungen unter ihren biomechanischen Grenzwerten liegen. Das Nutzenpotenzial und die Leistungsfähigkeit des Airbags zur Reduzierung schwerster bzw. tödlicher Verletzungen der Motorradfahrer wurden somit bei den durchgeführten Tests noch nicht vollständig ausgelotet. Hier erscheinen bereits aus heutiger Sicht höhere Testgeschwindigkeiten als 48 km/h angebracht.

Neben den Motorrollern bilden die Mofas und Mopeds eine weitere Gruppe der motorisierten Zweiräder, die ein umfassendes Testverfahren zur Beurteilung der passiven Sicherheit berücksichtigen muss.

Dass ISO 13232 bereits im heutigen Stand auch zur Beurteilung der passiven Sicherheit eines besonderen motorisierten Zweirades wie dem C1 von BMW herangezogen werden kann, zeigen durchgeführte Untersuchungen (KALLISKE und ALBUS, 1998). Die Befreiung des C1 von der allgemein für die Aufsassen motorisierter Zweiräder gültigen Helmtragepflicht basiert wesentlich auf den Ergebnissen durchgeführter Full-Scale-Tests nach ISO 13232.

### 7.2.2 Motorradfahrer-Dummy

Neben Definitionen der aus dem realen Unfallgeschehen abgeleiteten Unfall-Szenarien gehört zu einem umfassenden Prüfverfahren für die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder ein geeigneter Motorradfahrer-Dummy. Ein solcher Dummy soll einerseits den Menschen als Motorradfahrer hinreichend detailliert abbilden. Andererseits muss dieser Dummy auch den Anforderungen des alltäglichen Testbetriebes standhalten. Die Idealvorstellung des Dummys ist deshalb nicht die „technische Leiche“, sondern eine hinreichend valide und gebrauchsfähige anthropometrische Testpuppe. Ihre Massenverteilung und Beweglichkeit (Biofidelity) sowie die Möglichkeiten der Messung verletzungsrelevanter Belastungen müssen den zugehörigen Erkenntnissen aus dem realen Motorrad-Unfallgeschehen entsprechen. Hierzu ist der in ISO 13232 beschriebene MATD (Motorcyclist Anthropometric Test Device), Bild 7.5, bereits im heutigen Entwicklungsstand geeignet (siehe Kapitel 4.2).

Im Kapitel 5 der ISO 13232 werden die zu erwartenden Verletzungen eines Motorradaufsassen in der untersuchten Kollisionssituation ermittelt und beurteilt. Dazu werden verschiedene Verletzungsindizes definiert, mit deren Hilfe die in den Versuchen ermittelten Ergebnisse interpretiert werden können. Damit kann die zu erwartende Verletzungssituation des Motorradfahrers bestimmt werden, und es wird die Beurteilung der Wirkung der untersuchten Sicherheitsmaßnahme ermöglicht. Mit Hilfe der Verletzungsindizes werden zudem die möglichen Verletzungskosten bestimmt und die Risiko/Nutzen-Analyse durchgeführt. Diese Analyse erlaubt die Einordnung der Veränderungen durch den Einsatz der untersuchten Schutzmaßnahme in



**Bild 7.5:** Motorcyclist Anthropometric Test Device (MATD) nach ISO 13232

Mindestens erforderliche Messgrößen		
Körperteil	Messort	Merkmal
Kopf	Kopf unten Mitte	Kopfverzögerung (3 Achsen)
	Kopf oben Mitte	Kopfverzögerung (2 Achsen)
	Kopf unten rechts und links	Kopfverzögerung (jeweils 2 Achsen)
Hals	Hals oben	Scherkräfte in x- und y-Richtung, Druckkraft in z-Richtung, Biegemoment in y-Richtung, Torsionsmoment in z-Richtung
Brust	Brustbein oben und unten	jeweils Verlagerung rechts und links
Abdomen	Bleibende Eindringung	
Untere Extremitäten	Oberschenkelknochen rechts und links oben	axiale Kraft, seitliches Biegemoment in x-Richtung, Biegemoment in y-Richtung, Brucherscheinung
	Knie rechts und links	Verlagerung und Verdrehung
	Unterschenkelknochen rechts und links oben	seitliches Biegemoment in x-Richtung, Biegemoment in y-Richtung, Brucherscheinung
Zusätzlich mögliche Messgrößen		
Hals	Hals oben	seitliches Biegemoment in x-Richtung
Wirbelsäule	Lendenwirbelsäule	Scherkräfte in x- und y-Richtung, Druckkraft in z-Richtung, Biegemomente in x- und y-Richtung, Torsionsmoment in z-Richtung
Untere Extremitäten	Oberschenkelknochen rechts und links oben	Torsionsmoment in z-Richtung
	Oberschenkelknochen rechts und links unten	Axiale Kraft, seitliches Biegemoment in x-Richtung, Biegemoment in y-Richtung, Torsionsmoment in z-Richtung, Brucherscheinung
	Unterschenkelknochen rechts und links oben	Torsionsmoment in z-Richtung
	Unterschenkelknochen rechts und links unten	Axiale Kraft, seitliches Biegemoment in x-Richtung, Biegemoment in y-Richtung, Torsionsmoment in z-Richtung, Brucherscheinung

**Tab. 7.1:** Erforderliche und zusätzliche Messgrößen am MATD nach ISO 13232

die Kategorien „vorteilhaft“, „kein Effekt“ und „schädlich“.

Insgesamt soll durch die Anwendung dieser Verletzungsbewertung eine zusammenfassende Beurteilung der Sicherheitsmaßnahme ermöglicht werden. Um dies gewährleisten zu können, werden beim MATD-Dummy erheblich mehr Messstellen benötigt als beim Hybrid III, Tabelle 7.1.

Ein Vergleich der biomechanischen Belastungen, die mit dem MATD derzeit gemessen werden können, mit dem in Kapitel 3 des vorliegenden Berichtes dargestellten Stand der Erkenntnisse zur Biomechanik unter besonderer Berücksichtigung des Motorradunfalles (Tabelle 7.2) zeigt die Notwendigkeit weiterer Forschungen und Vereinheitlichungen auf.

	Merkmal	Kürzel	Grenzwert	Literatur
Kopf (Kapitel 3.1)	Head Injury Criterion im Kopfschwerpunkt	HIC	1.000	NAHUM et al., 1976, STALNAKER et al., 1977, NUSHOLTZ et al., 1984
	Res. Kopfbeschleunigung im Kopfschwerpunkt	$a_{res}$	80 g über 3 ms	
Halswirbelsäule (Kapitel 3.2)	Biegemoment vorwärts	$M_{by}$	190 Nm	MELVIN, 1985, MERTZ und PATRICK, 1971
	Biegemoment rückwärts		57 Nm	
	Zugkraft	$F_Z$	3,3 kN über 1 ms	
	Kompressionskraft		1,1 kN über 45 ms	
			4 kN über 1 ms	
Scherkraft	$F_X$	3,1 kN über 1 ms		
			1,1 kN über 45 ms	
Thorax (Kapitel 3.3)	Res. Brustbeschleunigung	$a_{res}$	60 g über 3 ms	STAPP, 1970, MERTZ und GADD, 1971
	Thoraxdeformation		7,5 cm	PATRICK, 1981, KROELL et al., 1971, 1974, 1975
	Viscous Criterion (Eindruckgeschwindigkeit)	VC	1 m/s	NEATHERY et al., 1975, EPPINGER, 1989,
	Thoraxeindrückung	C	50 mm	KALLIERIS, 1997
Obere Extremitäten (Kapitel 3.4)	Bisher noch kein Grenzwert festgelegt			PINTAR et al., 1998, DUMA et al., 1998
Bauchorgane (Kapitel 3.5)	Bisher noch kein Grenzwert festgelegt			HUELKE et al., 1995, SMOCK und NICHOLS, 1995, MARCO et al., 1996, KALLIERIS et al., 1997, DUMA et al., 1998, SCHROEDER et al., 1998, JAFFREDO et al., 1998
Untere Extremitäten (Kapitel 3.6)	Res. Beckenbeschleunigung	$a_{res}$	60 g über 3 ms	CRANDALL et al., 1996, KALLIERIS et al., 1999
	Oberschenkelkraft	F	10 kN	
	Fußbelastung Tibia-Index	TI	1,3	

Tab. 7.2: Übersicht über geltende biomechanische Grenzwerte (siehe auch Kapitel 3)

Neben den Extremitäten und inneren Organen ist beim Motorradfahrer insbesondere die Belastung der Wirbelsäule unter den beim Motorradunfall auftretenden Belastungen relevant. In diesem Zusammenhang ist weiterhin zu beachten, dass der MATD auf der Basis des Fahrzeug-Insassendummys Hybrid III weiterentwickelt wurde. Hierbei handelt es sich um einen Frontalaufprall-Dummy.

Für den Fahrzeug-Seitenaufprall werden als Fahrzeuginsassen spezielle Dummy-Typen (US SID bzw. EUROSID, SID = Side Impact Dummy) verwendet. Bei Erweiterung der Matrix für Full-Scale-Crashtests über die bisher in ISO 13232 beschriebenen sieben Konfigurationen hinaus kommen auch seitliche Belastungen des Motorradfahrers in Betracht. Die mögliche Dummy-Weiterentwicklung im Rahmen eines umfassenden Testverfahrens für die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder wird jedoch weniger in der Einführung eines zusätzlichen Motorradfahrer-Dummys für den Seitenaufprall zu sehen sein. Im Vordergrund der Überlegungen möglicher Weiterentwicklungen wird eher der universell für frontale und seitliche Belastungen geeignete Motorradfahrer-Dummy stehen.

An dieser Stelle sei ausdrücklich darauf hingewiesen, dass die technische Weiterentwicklung eines Motorradfahrer-Dummys zwingend mit einer entsprechenden biomechanischen Grundlagenforschung einhergehen muss.

## 8 Zusammenfassung und Ausblick

Im Gegensatz zu Personenkraftwagen ist die Durchführung von Crashtests zur Untersuchung der passiven Sicherheit von motorisierten Zweirädern relativ neu. Um auch in Zukunft eine weitere Verringerung der Zahlen im Straßenverkehr getöteter und verletzter Personen zu erreichen, müssen sämtliche Potenziale zur Verbesserung der Fahrzeugsicherheit weiter ausgeschöpft werden. Hierbei ist die Beurteilung der passiven Sicherheit von motorisierten Zweirädern angemessen zu beachten. Dazu gehört ein anerkanntes Verfahren, das die Beurteilung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder ermöglicht.

Vor diesem Hintergrund hat die Bundesanstalt für Straßenwesen das Projekt 2.9721 „Prüfverfahren für die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder“ definiert und vergeben. Unter Verwendung geeigneter Prüfverfahren sollten reale Unfallsituationen nachgebildet werden. Ein wichtiger Aspekt war hierbei die Untersuchung und Beurteilung der Wirkung von Anbauteilen und Einzelkomponenten.

Im Rahmen des Projektes wurde zunächst das Unfallgeschehen mit motorisierten Zweirädern dargestellt. Bei der Analyse dieser Unfälle ist zu unterscheiden zwischen den verschiedenen Arten der

Fahrzeuge. Es wurden im Jahr 2000 in der Bundesrepublik Deutschland 945 Aufsassen von Motorrädern und 157 Aufsassen von Mofas und Mopeds getötet (StBA, 2001). Im Langzeitvergleich fällt auf, dass die Zahlen der getöteten und schwer verletzten Aufsassen von Motorrädern ab Mitte der 80er Jahre sanken und in den 90er Jahren etwa konstant geblieben sind, während der Bestand dieser Fahrzeuge und ihre Fahrleistungen weiter zunahm. Bei den Mofas und Mopeds ist keine entsprechende Entkoppelung der Zahlen des Fahrzeugbestandes und der Unfallopfer festzustellen. Im Fahrzeugbestand ist außerdem eine besondere Zunahme der Motorroller mit bis zu 125 cm<sup>3</sup> Hubraum gegeben. Motorisierte Zweiräder werden heute allenfalls von Jugendlichen unter 18 Jahre überwiegend als Verkehrs- und Transportmittel benutzt. Ältere Fahrerinnen und Fahrer nutzen das motorisierte Zweirad häufig in der Freizeit. Aus der damit verbundenen Nachfrage ist eine Vielzahl von Varianten sowohl bei den Motorrädern als auch bei den Motorrollern entstanden. Ein Verfahren zur Beurteilung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder muss eine entsprechende Vielfalt von Fahrzeugen, die jeweils ein spezifisches Unfallgeschehen haben können, berücksichtigen.

Häufigster Kollisionsgegner aller motorisierten Zweiräder ist innerorts wie außerorts der Personenkraftwagen. Darüber hinaus bilden die Alleinunfälle eine wichtige Unfallgruppe, bei denen Aufsassen von motorisierten Zweirädern häufig getötet werden. Liefer- und Lastkraftwagen sind als Unfallgegner getöteter Motorradaufsassen innerorts und außerorts von statistisch untergeordneter Bedeutung. Als Unfallgegner getöteter Mofa- und Mopedfahrer kommen Liefer- und Lastkraftwagen im Unfallgeschehen innerhalb von Ortschaften etwa gleich häufig vor wie Personenkraftwagen.

Die detaillierte Betrachtung der Kollisionen ergibt für die verschiedenen Arten der motorisierten Zweiräder weitere Unterschiede hinsichtlich Ortslage, Unfalltyp, Bewegungszustand nach der Kollision und mittlerer Kollisionsgeschwindigkeit. Beispielsweise lag die mittlere Kollisionsgeschwindigkeit von Sportmotorrädern, Tourern und Choppern bei Unfällen mit getöteten Aufsassen im Bereich um 80 km/h. Für Sporttourer betrug die entsprechende Geschwindigkeit 72 km/h, für Kraftroller mit mehr als 80 cm<sup>3</sup> Hubraum 75 km/h und für Enduros 64 km/h. Mit einer mittleren Kollisionsgeschwindigkeit von 35 km/h ereigneten sich die Unfälle der Kraftroller mit weniger als 80 cm<sup>3</sup> Hub-

raum und getöteten Aufsassen auf einem wesentlich niedrigeren Geschwindigkeitsniveau.

Für die vergangenen Jahre ist eine Tendenz hin zu weniger schwer Verletzten und mehr leicht Verletzten bei Motorrad- sowie bei Mofa- und Mopedaufsassen zu verzeichnen. Außerdem ist die Wahrscheinlichkeiten bei einem Unfall getötet zu werden, bei den Motorrad- wie bei den Mofa- und Mopedaufsassen rückläufig. So sank z. B. bei Innerortsunfällen der Anteil der getöteten Motorradfahrer an allen getöteten und verletzten Motorradfahrern von 1,5 % im Jahr 1980 auf 0,8 % im Jahr 2000. Bei den Außerortsunfällen reduzierte sich der entsprechende Anteil getöteter Motorradfahrer von 5,2 % (1980) auf 4,7 % (2000). Für die Aufsassen von Mofas und Mopeds blieb dieser Anteil innerorts konstant bei 0,8 % (1980 und 2000), während er außerorts von 4,3 % (1980) auf 2,3 % (2000) sank. Schwer verletzt wurden im Jahr 1980 bei Unfällen innerhalb von Ortschaften 29,8 % aller Verletzten und getöteten Motorradfahrer, im Jahr 2000 betrug dieser Anteil 23,4 %. Außerhalb von Ortschaften ging der Anteil der schwer verletzten Motorradfahrer von 46,3 % (1980) auf 43,6 % (2000) zurück. Für die Aufsassen von Mofas und Mopeds betragen die Anteile der schwer verletzten Aufsassen innerorts 29,0 % (1980) bzw. 24,4 % (2000) sowie außerorts 43,7 % (1980) bzw. 36,3 % (2000).

Verschiedene Analysen der verletzten Körperregionen der Aufsassen motorisierter Zweiräder weisen darauf hin, dass der Kopf – trotz Schutzhelms – bei den schweren und tödlichen Verletzungen am meisten gefährdet ist. Darüber hinaus zeigt sich eine große Vielfalt der verletzten Körperregionen einschließlich der oberen und unteren Extremitäten, je nach Art des Unfallgeschehens und der damit verbundenen Anstoßkonstellation des Motorrades. Als eine besonders gefährliche Unfallart mit häufig tödlichem Ausgang für den Motorradfahrer wurde der Anprall des Motorradfahrer-Kopfes an der seitlichen Dachkante eines Personenkraftwagens erkannt.

Zur Analyse des aktuellen Kenntnisstandes im Hinblick auf die Biomechanik bei Motorradunfällen wurde in einem weiteren Arbeitspaket eine Studie der einschlägigen Literatur durchgeführt. Dabei konnte festgestellt werden, dass Motorradunfallsimulationen mit instrumentierten Leichen zum Studium der besonderen Verletzungsmechanismen und Verletzungsgrenzen nicht existieren. Eine Korrelation zwischen Belastung und Verletzung des

Motorradfahrers musste deshalb unter Zuhilfenahme allgemeiner biomechanischer Kenntnisse erfolgen. Dazu wurde die verfügbare Literatur nach Angaben zur mechanischen Einwirkung und den daraus resultierenden Verletzungen der bei den Aufsassen von motorisierten Zweirädern relevanten Körperregionen ausgewertet. Im Einzelnen sind biomechanische Versuche und deren Ergebnisse für die Körperregionen Kopf, Halswirbelsäule, Thorax, obere Extremitäten, Bauchorgane und untere Extremitäten dargestellt worden. Soweit verfügbar, wurden bereits in Vorschriften verankerte und vorgeschlagene Schutzkriterien sowie zugehörige biomechanische Grenzwerte für die einzelnen Körperregionen aufgelistet.

Im Rahmen eines umfassenden Systems zur Analyse und Bewertung der passiven Sicherheit von motorisierten Zweirädern ist eine Bewertung aufgrund von so genannten Primärdaten möglich. Dabei werden verfügbare technische Beschreibungen und am stehenden Fahrzeug ermittelbare Merkmalsausprägungen verwendet. Basierend auf dem in der Fachliteratur publizierten Wissen sind im Rahmen des Projektes 91 Motorräder im Hinblick auf ihre passive Sicherheit und vorhandene Sicherheitselemente systematisch untersucht und bewertet worden. Damit wurden erste Hinweise und Darstellungen des Status quo der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder erarbeitet. Das angewandte und im Projektbericht beschriebene Punkte-Bewertungssystem berücksichtigt die Komponenten Lenker, Sitzbank, Fußrasten, Tank, Verkleidung, Vordergabel und Standrohre sowie die Aufsassen-Kopfhöhe mit unterschiedlicher Gewichtung.

Bewertet wurden 15 historische Modelle der Baujahre 1912 bis 1981 und 76 aktuelle Motorräder (11 Chopper, 17 Sportmotorräder, 9 Sporttourer, 19 Enduros und 10 Tourer). Hinsichtlich ihrer passiven Sicherheit liegen Sporttourer, die sowohl Bauteile und Eigenschaften von Sportmotorrädern als auch von Tourern besitzen, mit der durchschnittlichen Gesamtpunktzahl 78,5 im Mittelfeld aller bewerteten Motorräder. Ungünstiger fiel die Bewertung der Chopper (mittlere Gesamtpunktzahl 59,9) und Sportmotorräder (56,2 Punkte) aus. Diese lagen auf dem Niveau der historischen Motorradmodelle (59,9 Punkte). Die besten Bewertungsergebnisse erreichten die Enduros (116,3 Punkte) aufgrund der relativ großen Kopfhöhe der Aufsassen, die zu einem besonders günstigen Bewertungsergebnis führt. Weiterhin weisen die Lenker, die bei manchen

Enduros mit Handschützern ausgerüstet sind, sowie Tanks und Sitzbänke positive Merkmale der passiven Sicherheit auf.

Tourer erreichten die zweitbeste Bewertung (94,8 Punkte) aufgrund ihrer Tankgestaltung und die oftmals vorhandene Verkleidung, welche die Beine des Motorradfahrers schützen kann. In Einzelfällen sind bei den Verkleidungen der Tourer aus der Literatur bekannte Vorschläge von Konzepten für Sicherheits-Motorräder (Knienpolster, Abstützung von Knien und Unterschenkeln zur Einleitung der Vorwärts-Aufwärtsbewegung des Motorradfahrers in Verbindung mit einer günstig gestalteten Tankrampe) wiederzufinden.

Damit lieferten die durchgeführten Bewertungen plausible quantitative Ergebnisse, die in der Relation zueinander den qualitativen Erwartungen entsprechen. Ein zentrales Ergebnis der durchgeführten Bewertung ist, dass die passive Sicherheit von Enduros und Tourern deutlich größer ist als die von Sporttourern, Sportmotorrädern und Choppern. Werden die einzelnen Motorräder sachkundig betrachtet und dabei die Bewertungen im Anhang zum vorliegenden Bericht nachvollzogen, fallen entsprechende Nachteile und Vorteile der einzelnen Typen auf. Negativbeispiele mit Nachteilen der passiven Sicherheit, die in der einschlägigen Literatur beschrieben werden, sind in der Regel Sportmotorräder oder Chopper. Im Gegensatz dazu basieren gängige Sicherheitsmotorrad-Konzepte und Studien auf Tourern. Auch die Analyse des realen Unfallgeschehens ergab entsprechende Hinweise, wonach die Anteile der getöteten Aufsassen bei den Tourern, Enduros und Choppern geringer, bei den Sportmotorrädern und Sporttourern größer sind.

Für die weitere Bewertung der passiven Sicherheit von Motorrädern wurden die Ergebnisse von Crashtests verwendet. Im Rahmen eines umfassenden Bewertungssystems liefern Crashtests so genannte Sekundärdaten. Zu den Vorteilen von Crashtests gehört, dass sie konkrete Messergebnisse liefern, die Rückschlüsse auf das Bewegungsverhalten der Aufsassen, ihre Anprallkontakte sowie die damit verbundenen biomechanischen Belastungen und Verletzungsrisiken ermöglichen. Es muss jedoch beachtet werden, dass mit den Crashtests die Vielfalt des für das jeweilige Fahrzeug relevanten Unfallgeschehens (Kollisionstypen, Kollisionsgeschwindigkeiten usw.) hinreichend nachgebildet wird und dass die Ergebnisse der Versuche reproduzierbar sind.

Die Durchführung von Full-Scale-Crashtests mit Motorrädern ist im Standard ISO 13232 beschrieben. Er wurde Anfang der 90er Jahre durch die Arbeitsgruppe ISO WG 22 erstellt. Die erste Auflage von ISO 13232 erschien im Dezember 1996. Motorradhersteller und Behörden berücksichtigen diesen Standard heute weltweit bei der Erforschung des realen Unfallgeschehens, bei rechnerischen Unfall-Simulationen und bei der Durchführung von Full-Scale-Crashtests. ISO 13232 wird als so genannter „Developing Standard“ aufgrund der gesammelten Erfahrungen und neuer Erkenntnisse kontinuierlich weiterentwickelt. In ISO 13232 sind insgesamt 25 Motorrad/Personenkraftwagen-Anstoßkonstellationen definiert. Davon werden sieben mit Full-Scale-Crashtests nachgebildet. Die übrigen Konstellationen sollen mit rechnerischen Simulationen analysiert werden. Bei den Full-Scale-Tests ist der Personenkraftwagen entweder bewegungslos oder er kollidiert mit 35 km/h bzw. 24 km/h Geschwindigkeit. Das Motorrad ist bei einer der sieben Konfigurationen bewegungslos, bei den übrigen kollidiert es mit 48 km/h Geschwindigkeit.

Im Rahmen des Projektes wurden acht Full-Scale-Crashtests mit unterschiedlichen Motorrädern mit schrägem bzw. rechtwinkligem Anstoß des Motorrades an der Seite eines stehenden oder bewegten Personenkraftwagens ausgewertet und dokumentiert. Hierbei handelte es sich um zwei der sieben nach ISO 13232 definierten Konstellationen. Die Ergebnisse können dementsprechend nur im Bezug auf die jeweilige Anprallkonstellation und den jeweiligen Versuchsträger interpretiert werden und sind keinesfalls allgemein gültig. Von besonderem Interesse war dabei der Kopfanprall des Motorradfahrers an der seitlichen Dachkante eines Personenkraftwagens. Bei sieben der durchgeführten Tests befand sich das jeweils verwendete Motorrad im Serienzustand. Mit den Ergebnissen wurde für das jeweilige Motorrad in der gegebenen Versuchskonstellationen der Status quo seiner passiven Sicherheit dargestellt. Ein Versuch wurde mit einem Motorrad (Yamaha FZS 600 Fazer) durchgeführt, das mit einem parallel zum Projekt und speziell für diesen Motorradtyp entwickelten Airbag-Prototypen ausgerüstet worden war. Damit sind entsprechende Potenziale zur Verbesserung der passiven Motorradsicherheit aufgezeigt worden.

Die durchgeführten Full-Scale-Crashtests ergaben zusammengefasst das folgende Bild:

Die ermittelten Kopfbelastungen (HIC-Wert) des Motorradfahrers lagen für alle Versuche unter dem zugehörigen biomechanischen Grenzwert. Bei den Halskräften war der Grenzwert einmal überschritten und zweimal nahezu erreicht. Das Halsbiegemoment lag dreimal über der kritischen Grenze, während der Grenzwert für die Brustverzögerung nur einmal überschritten wurde. Die Messwerte für die Beckenverzögerung und die Oberschenkelbelastung lagen stets unterhalb der biomechanischen Grenzwerte.

Alle gemessenen kritischen oder lebensbedrohlichen Belastungswerte resultierten direkt oder indirekt aus dem Kopfanprall des Dummys an der Dachkante des Personenkraftwagens. Um die passive Sicherheit des Motorrades weiter zu verbessern, ist somit der zusätzliche Schutz von Kopf und Hals des Motorradfahrers eine sehr aussichtsreiche Maßnahme. Durch den Airbag wurde der direkte Anprall des Kopfes am Dach des Personenkraftwagens vermieden, der gesamte Oberkörper über die Dachkante gehoben und so aus dem Gefahrenbereich gebracht. Alle bei diesem Versuch gemessenen Dummy-Belastungen lagen weit unterhalb ihrer biomechanischen Grenzwerte. Um allgemein gültige Erkenntnisse über das Potenzial eines Motorradairbags zu gewinnen, sind nach ISO 13232 weitere Full-Scale-Versuche und Computersimulationen bei anderen Versuchskonstellationen sowie eine umfassende Risiko/Nutzen-Bewertung nötig.

Aufbauend auf Erkenntnissen, die aus Literaturrecherchen, Analysen des realen Unfallgeschehens, Fahrzeuganalysen (Primärdaten) und Versuchsergebnissen (Sekundärdaten) abgeleitet wurden, sind im Rahmen des Forschungsprojektes die Entwicklungspotenziale für die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder dargestellt worden. Hierbei ist zu unterscheiden zwischen umfassenden Sicherheitskonzepten und einzelnen Sicherheitselementen.

In der Literatur sind für Motorrad-Sicherheitskonzepte zwei grundsätzlich verschiedene Prinzipien vorgeschlagen worden, die mehr oder weniger vollständig auch umgesetzt und erprobt wurden. Bei dem einen Prinzip wird – wie bei einem Personenkraftwagen – der Aufsasse auf dem Motorrad-Sitz angegurtet. Zu diesem Konzept gehört eine Deformationszone im Frontbereich des Motorrades. Bei einer Frontalkollision wird hier kinetische Energie in Deformationsarbeit umgewandelt. Gleichzeitig hält



der Gurt den Aufsassen auf dem Sitz zurück. So lassen sich bis zu einer bestimmten Kollisionsgeschwindigkeit direkte Anprallkontakte des Motorradfahrers mit dem Unfallgegner vermeiden. Bei dem anderen Prinzip soll im Falle des frontalen Motorrad-Anstoßes so rasch wie möglich die Trennung von Aufsasse und Motorrad eingeleitet werden. Hierfür ist wichtig, dass sich der Aufsasse nicht an Teilen des Motorrades verhakt. Eine aufrechte Sitzposition begünstigt in Verbindung mit entsprechenden Gestaltungen von Lenker, Tank und Beinschutz die Trennung des Aufsassen vom Motorrad. Bei einer frontalen Kollision des Motorrades gegen die Seite eines Personenkraftwagens kann so der besonders gefährliche Anprall des Motorradfahrer-Kopfes an der Dachkante des Personenkraftwagens vermieden werden. Im günstigsten Fall wird ein so genannter Überflug des Motorradfahrers über den Unfallgegner hinweg eingeleitet. Wie Auswertungen des realen Unfallgeschehens gezeigt haben, verläuft ein solcher Überflug in der Regel verletzungsärmer als der direkte Anprall am Unfallgegner. Das Prinzip der möglichst frühzeitigen Trennung des Aufsassen vom Motorrad wurde auch für Alleinunfälle als sicherheitsfördernd erkannt und in einem Sicherheitsmotorrad-Konzept umgesetzt.

Wesentliche Sicherheitselemente von Motorrädern sind besondere Verkleidungen, Sitzbänke, Tankformen und der Airbag. Eine nicht allein nach aerodynamischen Aspekten, sondern auch im Hinblick auf die passive Sicherheit ausgeführte Verkleidung kann die unteren Extremitäten des Aufsassen in bestimmten Situationen vor direkten Anprallbelastungen schützen. Durch besondere Formgebung der Verkleidung im Kniebereich (Kniepolster) kann im Zusammenspiel mit einer so genannten Tankrampe ein Anheben des Oberkörpers und Kopfes vom Motorradfahrer begünstigt werden. Eine besonders geformte und beweglich gelagerte Sitzbank kann eine zur Steigerung der passiven Sicherheit bei Frontalkollisionen gewünschte Aufwärtsbewegung des Motorradfahrers gezielt einleiten. Ein Motorrad-Airbag kann den Bewegungsablauf des Aufsassen beeinflussen, Anprallenergie absorbieren oder beide Effekte kombinieren. Mit ähnlicher Wirkung ist auch ein besonders gestalteter Tankrucksack vorgeschlagen worden.

Um innerhalb eines umfassenden Testverfahrens aufwändige Full-Scale-Tests zu ergänzen und ggf. zu ersetzen, wurden im Rahmen des Projektes Motorrad-Schlittenversuche vorgeschlagen und

durchgeführt. Damit konnte auch die Wirkung von verschiedenen Motorrad-Sicherheitselementen in reproduzierbaren Versuchen analysiert werden. Hierfür ist unter Berücksichtigung vorgegebener Kriterien ein geeigneter, auf Rollen fahrender Schlitten entwickelt und gebaut worden. Auf dem Schlitten wurde als Versuchsträger der Rahmen eines Motorrades mit Fußrasten, Sitzbank, Lenker, Tank sowie ergänzenden Teilen aufgebaut. Als Anstoßkonstellation ist der rechtwinklige Anprall an der Seite eines stehenden Personenkraftwagens nachgebildet worden. Hierbei war wiederum der Kopfanprall des Motorradfahrers an der seitlichen Dachkante des Personenkraftwagens von besonderem Interesse. So konnten die Ergebnisse der Schlittenversuche mit den Ergebnissen der entsprechenden Full-Scale-Crashtests in der gleichen Konfiguration mit dem gleichen Versuchsträger verglichen werden. Eine Verallgemeinerung über die gewählten Versuchsrahmenbedingungen (Anprallkonfiguration, Motorradtyp etc.) hinaus, ist nicht zulässig.

Mit diesem Schlittenaufbau wurden acht Tests mit einem Motorradtyp (Yamaha FZS 600 Fazer) durchgeführt: ein Basisversuch mit dem Serienaufbau des Motorrades, zwei Versuche mit Variation der Tankform (Choppertank, Sporttank), ein Versuch mit flacherem Lenker, ein Versuch mit Tankrucksack, ein Versuch mit Beinprotektoren, ein Versuch mit kombiniertem Einsatz von Tankrucksack und Beinprotektoren, ein Versuch mit dem parallel zum Projekt entwickelten Motorrad-Airbag.

Zusammenfassend konnte mit den Schlittenversuchen festgestellt werden, dass der Serienzustand des verwendeten Motorrades bereits recht ausgewogene Ergebnisse bezüglich der passiven Sicherheit ergab. Nur mit zwei der getesteten Komponenten (Tankrucksack und Airbag) ergaben sich größere Kopfanprallhöhen als im Serienzustand. Alle anderen Komponenten ergaben eher eine Verschlechterung der Situation. Für die durchgeführte Anprallkonfiguration mit dem gewählten Versuchsträger stellte allein der Schlittenversuch mit dem Airbag eine umfassend zufrieden stellende Verbesserung gegenüber dem Serienzustand dar. Hier lagen alle gemessenen Dummy-Belastungen unterhalb der biomechanischen Grenzwerte. Der harte Anprall des Motorradfahrer-Kopfes an der Dachkante des Personenkraftwagens wurde komplett vermieden. Der entsprechende Full-Scale-Test bestätigte die guten Ergebnisse des Schlitten-

versuches mit dem Motorrad-Airbag für den gewählten Versuchsträger.

Für eine umfassende Beurteilung der Bewertungs- und Testverfahren zur Ermittlung und Beschreibung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder ist es nahe liegend, auf entsprechende Ansätze zur Sicherheitsbewertung von Personenkraftwagen zurückzugreifen. Hierbei ist der Verwendungszweck der Bewertungsergebnisse zu beachten: Ermittlung des Grades der Erfüllung von Entwicklungs-Zielvorgaben, Beurteilung der Zulassungsfähigkeit des Fahrzeuges (Homologation), Information des Verbrauchers, Beantwortung von Fragestellungen im Rahmen der Produkthaftung.

Zur Beschreibung der passiven Sicherheit des Fahrzeuges ist eine geeignete Informations- und Datenbasis erforderlich, welche seine Ist-Eigenschaften und die zugehörigen Soll-Eigenschaften umfasst. Nach der Herkunft der Daten kann hierbei unterschieden werden in Primärdaten (aus technischen Unterlagen zu entnehmen oder am ruhenden Fahrzeug feststellbar), Sekundärdaten (Ergebnisse realer oder numerisch simulierter Crashtests) und Tertiärdaten (aus dem praktischen Einsatz im Straßenverkehr ableitbar). Ein umfassendes System beinhaltet alle drei Datenkategorien. Bestätigen die Ergebnisse der Bewertungen in den einzelnen Kategorien einander, ist das System valide. Die entscheidende Referenz zur Beurteilung der Validität sind stets die Tertiärdaten aus dem realen Unfallgeschehen. Da das reale Unfallgeschehen Veränderungen unterliegt bzw. sich bei seiner Erforschung neue Erkenntnisse ergeben können, sind die Verfahren zur Generierung und Bewertung von Sekundär- und von Primärdaten laufend zu optimieren, d. h. neuen Erkenntnissen und Fragestellungen aus dem realen Unfallgeschehen (Tertiärdaten) anzupassen.

Das im Rahmen des Forschungsprojektes dargestellte und in Beispielen angewandte Verfahren für die Beurteilung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder entspricht diesem umfassenden Ansatz. Dabei bedarf das Bewertungsverfahren auf der Basis von Primärdaten vor einer allgemeinen Anwendung der weiteren Abstimmung und Entwicklung in Fachkreisen. Bei den durchgeführten Full-Scale-Tests konnte bereits auf die aktuelle Fassung des Standards ISO 13232 zurückgegriffen werden. Auf mögliche künftige Verbesserungen und Anregungen zur Weiterentwicklung des Standards wurde hingewiesen. Beispiele hierfür sind

weitere Full-Scale-Tests unter Einbeziehung des Motorrad-Alleinunfalles sowie eine Weiterentwicklung des Motorradfahrer-Dummys (MATD) mit ergänzender biomechanischer Grundlagenforschung. Mit den im vorliegenden Bericht erstmals vorgestellten Schlittenversuchen ließen sich im Vergleich zu Full-Scale-Tests kostengünstigere reale Testserien zur Erprobung und Verbesserung von Motorrad-Sicherheitselementen in der Entwicklungsphase durchführen.

Um die Anforderungen unterschiedlicher Verwendungszwecke zu erfüllen, ist im Laufe der Zeit eine Vielfalt von motorisierten Zweirädern entstanden und in den Verkehr gebracht worden. Diese Vielfalt ist bei der Erforschung des realen Unfallgeschehens ebenso zu beachten wie bei der Anwendung eines Verfahrens zur Beurteilung der passiven Sicherheit motorisierter Zweiräder und zur Entwicklung neuer Motorrad-Sicherheitskonzepte mit zugehörigen Sicherheitselementen. Damit lassen sich vorhandene Mängel und mögliche Entwicklungspotenziale der passiven Sicherheit erkennen. Eine den Gesetzen des Marktes und damit den Wünschen des Verbrauchers folgende Entwicklung kann jedoch nie dahin gehen, dass künftig nur noch solche motorisierten Zweiräder hergestellt und zugelassen werden, die einem bestimmten „Ideal der passiven Sicherheit“ entsprechen. Besonders beim motorisierten Zweirad ist letztendlich das gesamte System, bestehend aus Aufsassen (mit Schutzbekleidung), Fahrzeug und Fahrbahn (sowie angrenzendem Umfeld) entscheidend für die Verhinderung von Unfällen (aktive Sicherheit) und die Minderung von Unfallfolgen (passive Sicherheit). Die Ergebnisse des Forschungsprojektes tragen dazu bei, in diesem Gesamtsystem die Aspekte der passiven Sicherheit von motorisierten Zweirädern zu objektivieren.

## 9 Literatur

- A. P. R.: Investigation of Relationship between Physical Parameters and Neuro-Physiological Response to Head Impact, Final Report, Contract US-DOT/NHTSA, DTRS-57-86-C-00037 1988)
- ALEM, N. M., NUSHOLTZ, G. S., MELVIN, J. W.: Head and Neck Response to Axial Impacts, SAE Paper No. 841667, Proc. 28<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1984), p. 275-288

- APPEL, H., MIDDELHAUVE, V., OTTE, D.: Der Beitrag anderer Kraftfahrzeuge zur passiven Sicherheit von Krafträdern. VDI-Berichte 577 (1985), S. 213-241
- BAUDER, B.: Die dynamisch mechanische Belastbarkeit der menschlichen Leber. Medizinische Dissertation, Universität Heidelberg (1985)
- BERG, F. A.: Unfallsimulationen mit Motorrädern und Personenkraftwagen. ATZ Automobiltechnische Zeitschrift 90 (1988), S. 269-270
- BERG, F. A., GRANDEL, J., QUECK, S.: Motorrad mit einer nach vorne verlagerbaren Sitzbank. Offenlegungsschrift DE 40 13 807 A1, Deutsches Patentamt, Offenlegungstag 31.10.1991. Anmelder: Bayerische Motorenwerke AG
- BERG, F. A., BÜRKLE, H., SCHMIDTS, F., EPPLER, J.: Analysis of the Passive Safety of Motorcycles Using Accident Investigations and Crash Tests, Proceedings of the 16<sup>th</sup> International Technical Conference of the Enhanced Safety of Vehicles, Windsor, Canada, May 31 – June 4 (1998), Vol. 3, p. 2221-2235
- BERG, F. A., BÜRKLE, H., SCHMIDTS, F., EPPLER, J.: Analysis of the Passive Safety of Motorcycles Using Accident Investigations and Crash Tests, Proceedings of the 16<sup>th</sup> International Technical Conference of the Enhanced Safety of Vehicles, Windsor, Canada, May 31 – June 4, 1998, Vol. 3, p. 2260-2278
- BERG, F. A., BÜRKLE, H., SCHMIDTS, F.: Analyse der passiven Kraftradsicherheit mit Unfallanalysen und Crashtests, Forschungshefte Zweiradsicherheit, ifz Nr. 8, Essen 1998, aktualisierte Fassung vom 15. März 1999,
- BERG, F. A., BÜRKLE, H., GROER, M.: Reproduzierbarkeit von Crashtests am Beispiel der Konfiguration 413 nach ISO 13232, INTERMOT 2000, 11.-12. September, München 2000
- BOTHWELL, P. W.: Motorcycle and Recreational Vehicle Safety. Second International Congress on Automotive Safety. Paper No. 73016, San Francisco, California, USA (1973)
- BOTHWELL, P. W.: Safety Technical Design of Motorcycle, Motorcycle Helmets and Clothing in Relation to Experimental Crash Tests. Second International Congress on Automotive Safety, San Francisco, California, USA (1973). Paper No. 73 016, p. 216-245
- BREHMER, T.: Erhebung und Auswertung von Motorroller- und Motorrad-Unfalldaten. Diplomarbeit. Fachhochschule Hamburg und DEKRA-Unfallforschung (1998)
- BRÖCKING, J.: Experimentelle Simulation von Crashversuchen. HdT Veranstaltung Crashversuche in der Praxis, Aachen (1999)
- BRÜHL, M. v.: Pilotstudie zur Erhebung und Auswertung von Motorrad-Unfalldaten. Diplomarbeit. Fachhochschule München, Fachbereich Maschinenbau und DEKRA-Unfallforschung (1994)
- CAVANAUGH, J. M., NYQUIST, G. W., GOLDBERG, S. J. und KING, A.: Lower Abdominal Tolerance and Response. SAE paper No. 861878, Proc. 30<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conf. (1986), p. 41-63
- CESARI, D., RAMET, M., CLAIR, P. Y.: Evaluation of Pelvic Fracture Tolerance in Side Impact. SAE paper No. 801306, Proc. 24<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conf. (1980), p. 229-254
- CESARI, D., RAMET, M.: Pelvic Tolerance and Protection Criteria in Side Impact. SAE paper No. 821159, Proc. 26<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conf. (1982), p. 145-154
- CHINN, B. P., HOPES, P., FINNIS, M.: Leg Protection and its Effects on Motorcycle Rider Trajectory. Twelfth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles (1989), p. 1287-1297
- CHINN, B. P., MACAULY, M. A.: Leg Protection for Motorcyclists. International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts (1986), p. 277-288
- CHINN, B. P., OKELLO, J. A., MCDONOUGH, P. J., GROSE, G.: Development and Testing of a Purpose Built Motorcycle Airbag Restraint System. 15<sup>th</sup> International Technical Conference on Enhanced Safety of Vehicles, Melbourne, Australia, May 13-16 1996
- CRANDALL, J. A., BASS, C. R., KLOPP, G. S., PILKEY, W. D.: Sled Tests with Toepan Intrusion using Post Mortem Human Surrogates and the Hybrid III Dummy. Proc. IRCOBI Conf. (1996), p. 339-352
- DANNER, M., LANGWIEDER, K., SPORNER, A.: Unfälle motorisierter Zweiradfahrer – Sicher-

- heitserhöhung durch technische Maßnahmen aus Kenntnis des realen Unfallgeschehens. Forschungshefte Zweiradsicherheit Hubert KOCH (Hrsg.), Nr. 3 (1986), S. 217-239
- DOBIASCH, T.: Erhebung und Auswertung von Motorradunfällen. Diplomarbeit. Fachhochschule Kaiserslautern, DEKRA-Unfallforschung (1997)
- DREHER, O.: Schutzpotenzial des Airbags bei Motorrad- und Motorrollerunfällen. Diplomarbeit. Universität Stuttgart, DEKRA-Unfallforschung (1998)
- DRIESSCHE, H. v.: Development of an ISO Standard for Motorcycle Research Impact Test Procedures. Proceedings of the Fourteenth International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (1994), Munich, Germany
- DUMA, S., SCHREIBER, P., MCMASTER J., CRANDALL J., BASS, C., PILKEY, W.: Dynamic Injury Tolerances for Long Bones of the Female Upper Extremity, Proc. IRCOBI Conference (1998), p. 189-201
- EPPINGER, R. H.: On the Development of a Deformation Measurement System and Its Application Toward Developing Mechanically Based Injury Indices, SAE paper No. 892426, Proc. 33<sup>rd</sup> Stapp Car Crash Conference (1989), p. 21-28
- EWING, C. L., THOMAS, D. J., LUSTICK, L., BECKER, E., BECKER, G., WILLEMS, G., MUZZY, W. H.: The Effect of the Initial Position of the Head and Neck to -Gx Impact Acceleration, SAE paper No. 751157, Proc. 19<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1975), p. 487-512
- FAZEKAS, I. G., KOSA, F., JOBBA, G., MESZARO, E.: Die Druckfestigkeit der menschlichen Leber mit besonderer Hinsicht auf die Verkehrsunfälle. Zeitung für Rechtsmedizin 68 (1971a), p. 207-224
- FAZEKAS, I. G., KOSA, F., JOBBA, G., MESZARO, E.: Experimentelle Untersuchungen über die Druckfestigkeit der menschlichen Niere. Zacchia 46 (1971b), S. 294-301
- FAZEKAS, I. G., KOSA, F., JOBBA, G., MESZARO, E.: Beiträge zur Druckfestigkeit der menschlichen Milz bei stumpfen Gewalteinwirkungen. Arch. Kriminol. 149 (1972), S. 158-174
- GAUKLER, C.: Safety First – Entwurf eines Sicherheitsmotorrades. PS-Journal (1984) 1, S. 66-67
- GOT, C., PATEL, A., FAYON, A., TARRIERE, C., WALFISCH, G.: Results of Experimental Head Impacts on Cadavers: The Various Data Obtained and Their Relations to Some Measured Physical Parameters, Paper-No. 780887, Proc. 22<sup>nd</sup> Stapp Car Crash Conference (1978), p. 57-99
- GRANDEL, J.: Einfluss der Motorrad-Konstruktion auf die Kinematik der Motorrad/Personenkraftwagen-Kollision. Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik 25, (1987) 1, S. 1-8
- GRANDEL, J.: Verbesserung der passiven Sicherheit durch Unfallforschung. VDI-Berichte 657 (1987), S. 53-78
- GRANDEL, J., BERG, F. A.: Passive Sicherheit von Motorrädern. Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik 32, Juni 1994, S. 152-156; September 1994, S. 234-238, und Dezember 1994, S. 324-332
- GRANDEL, J., SCHAPER, D.: Aufprallmechanik, Kopfbelastung und Schutzhelmwirkung bei Motorrad/Personenwagen-Kollisionen. ATZ Automobiltechnische Zeitschrift 87 (1985) 3, S. 101-105
- GRANDEL, J., SCHAPER, D., BERG, F. A.: Untersuchung der Motorrad-, Fahrer- und Beifahrersicherheit bei Motorradunfällen mit zwei Motorradaufsassen. ATZ Automobiltechnische Zeitschrift 89 (1987) 11, S. 631-638, und 12, S. 693-696
- GROSE, G., PATEL, B., OKELLO, J.: The Development of a Motorcycle Rider Airbag Restraint System. Proc. XXVI FISITA Congress, Tschechien/Prag (1996)
- GRUNOW, D., HEUSER, G., KRÜGER, H. J., Zangemeister, C.: Sicherheitsbewertung von Personenkraftwagen – Problemanalyse und Verfahrenskonzept. Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen, Fahrzeugtechnik, Heft F 17, Bergisch Gladbach (1996)
- HÄGG, A., KAMRÉN, B., v. KOCH, M., KULLGREN, A., LIE, A., MALMSTEDT, B., NYGREN, A., TINGVALL, C.: Folksam Car Model Safety Rating 1991 – 92. Folksam Research, Stockholm, Sweden (1992)
- HARDY, W. N., SCHNEIDER, L. W.: Methods for the Investigation of Impact-Induced Abdominal

- Injuries. 25<sup>th</sup> International Workshop on Human Subjects for Biomechanical Research, US Department of Transportation, NHTSA, Washington DC (1997)
- HIRSCH, E. A., BOTHWELL, P.: Air Bag Crash Protection for Motorcycle Application. American Society of Mechanical Engineers (1973) No. 73-ICT-113
- HOBBS, C. A., McDONOUGH, P. J.: Development of the European New Car Assessment Programme (Euro-NCAP), Paper No. 98-S11-O-06 Proceedings 16. ESV Conference, Windsor, Kanada (1998)
- HOBBS, C. A., GLOYNS, P. F., RATTENBURY, S. J.: European New Car Assessment Programme (Euro-NCAP) Assessment Protocol and Biomechanical Limits. Version 1.0, Unpublished Project Report PR/SE/245/97, Transport Research Laboratory and Vehicle Safety Consultants Ltd., England (1997)
- Honda R & D Co., Ltd Japan Exploration Study of an Airbag Concept for a large Touring Motorcycle. 16<sup>th</sup> International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (1998). Paper No. 98-S10-O-14
- HÜTTENBERGER, J.: Untersuchung zur Reproduzierbarkeit und Analyse des realen Unfallgeschehens. Diplomarbeit. Fachhochschule Gießen-Friedberg. Fachbereich Maschinenbau und DEKRA-Unfallforschung (2001)
- IJIMA, S., HOSONO, S., OTA, A., YAMAMOTO, T.: Exploratory Study of an Airbag Concept for a Large Touring Motorcycle. Sixteenth International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles ESV, Paper No. 98-S10-O-14, Windsor, Kanada (1998)
- KALLIERIS, D., MATTERN, R., SCHMIDT, G.: Beckenbelastung bei der Seitenkollision. Beiträge gerichtliche Medizin 42 (1984), S. 329-337
- KALLIERIS D., SCHMIDT, G., MILTNER, E.: Experimentelle Untersuchungen von Fußgängerunfällen. Rechtsmedizin 1 (1991), S. 17-23
- KALLIERIS, D., RIZZETTI, A., WIREN, B. v., MATTERN, R.: Der Einfluß der Gurtkraftbegrenzung auf die Verletzungsschwere beim kombinierten Einsatz von Airbag und Dreipunktgurt in simulierten Frontalkollisionen, Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen, Mensch und Sicherheit, Heft M 92 (1997), S. 208-215
- KALLIERIS, D., LORENZ, B., MATTERN, R.: Biomechanische Bewertung der Euro NCAP-Einstufungskriterien – Untersuchungen an Freiwilligen und Dummies – FAT Schriftenreihe Nr. 147 (1999)
- KALLIERIS, D., MATTERN, R., OSTERAUER, M., SCHÖNPFUG, M.: Schlittenversuche mit Pkw-Fußraumintrusion-Simulation, erste Ergebnisse. Kongreßbericht der Deutschen Gesellschaft für Verkehrsmedizin e. V. (im Druck) (1999)
- KALLISKE, I., ALBUS, C.: Safety Potential of Future Two-Wheel Concepts – a Challenge. Sixteenth International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles ESV, Paper No. 98-S10-O-14, Windsor, Kanada (1998), p. 2279-2292
- KARACSONYI, T., WIENZEK, P., HORENBURG, B.: Sprung – Chance. Designstudie Sicherheitsmotorrad. Motorrad 5 (1995), S. 72-76
- KEBSCHULL, S. A., ZELLNER, J. W., van AUKEN, M., ROGERS, N. M.: Injury Risk/Benefit Analysis of Motorcyclist Protective Devices using Computer Simulation and ISO 13232. 16<sup>th</sup> International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (1998). Paper No. 98-S10-W-26
- KOCH, H., BRENDICKE, R.: Zum Stand der Motorradunfallforschung und Sicherheitsentwicklung. VDI-Berichte 779 (1989), S. 57-79
- KROELL, C. K., SCHNEIDER, D. C., NAHUM, A. M.: Impact Tolerance and Response of the Human Thorax, SAE paper No. 710851, Proc. 15<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1971), p. 84-134
- KROELL, C. K., SCHNEIDER, D. C., NAHUM, A. M.: Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II, SAE paper No. 741187, Proc. 18<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1974), p. 383-457
- LANGWIEDER, K., SPORNER, A., POLAUKE, J.: Stand der passiven Sicherheit für Motorradfahrer und mögliche Entwicklungstendenzen. VDI-Berichte Nr. 657 (1987), S. 29-52

- LECHNER, M.: Der Zweirad-Alleinunfall, Relation zwischen realem Unfall, Versuch und mathematischer Simulation. Dissertation. TU München, Fakultät für Maschinenwesen (1986)
- LINDENMANN, M., GRANDEL, J., BERG, F. A.: Kollisionssdynamik bei experimentellen Simulationen rechtwinkliger Motorradanströße gegen die Seite bewegter Personenkraftwagen. Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik 26 (1988) 3, S. 75-80
- LINDENMANN, M., GRANDEL, J., BERG, F. A.: Collision Dynamics in Experimental Simulations of 90°-Motorcycle Collisions Against the Side of Moving Passenger Cars. Proceedings 1986 IRCOBI-Conference on the Biomechanics of Impacts, p. 289-302, Schweiz/Zürich/1986
- LOEWENHIELM, P.: Brain Susceptibility to Velocity Changes, Relative and Absolute Limits for Brain Tissue Tolerance to Trauma and their Relation to Actual Traumatic Situations, Proc. of an International Interdisciplinary Symposium on Traffic Speed and Casualties held at G1 Aversaess, FUNEN (1975), April 22-24
- LOTZ, H.: Das sichere Zweirad: BMW C1. ADAC motorwelt (1992) 10, S. 18
- MALL, C.: Erhebung und Auswertung von Motorrad-Unfalldaten. Diplomarbeit Fachhochschule Ulm und DEKRA-Unfallforschung (1995)
- MARCHARD, H.: Porsche und die Globalisierung. GLOBAL PARTNERS Sonderausgabe Automobiltechnische Zeitschrift, 1999, S. 28-29
- MELVIN, J. W., STALNAKER, R. L., ALEM, N. M., BENSON, J. B., MOHAN, D.: Impact Response and Tolerance of the Lower Extremities, SAE paper No. 751159, Proc. 19<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1975), p. 543-559
- MELVIN, J. W.: The Engineering Design, Development, Testing and Evaluation of an Advanced Anthropomorphic Test Device, Phase 1: Concept Definition. Report to Contract no. DTNH 22-83-C-07005, US Dep. of Transportation/NHTSA (1985)
- MERTZ, H. J., GADD, C. W.: Thoracic Tolerance to Whole-Body Deceleration, SAE paper No. 710852, Proc. 15<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1971), p. 135-157
- MERTZ, H. J., PATRICK, L. M.: Strength and Response of the Human Neck, SAE paper No. 710855, Proc. 15<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1971), p. 207-255
- MORSCH, F.: Brandgefahr – Aus dem Polizeialbum. PS-Journal (1983) 6, S. 104
- MÜLLER, S.: Passive Sicherheit von Motorrädern. Diplomarbeit FH Esslingen, Fachbereich Maschinenbau, Fahrzeugtechnik und DEKRA-Unfallforschung (1992)
- N. N.: Airbag-gestützte Hubsitzbank als Motorrad-Sicherheitsselement. Patentschrift DE 40 13 807 A1, Deutsches Patentamt, Patenterteilung veröffentlicht am 31.10.1991. Anmelder: BMW AG
- N. N.: Beweglicher Tankaufsatz. Patentschrift Int. Cl. 862127/00 Nr. 3244967, veröffentlicht am 01.10.1987. Anmelder: BMW AG
- NAHUM, A. M., SMITH, R. W.: An Experimental Model for Closed Head Impact Injury, Paper No. 760825, Proc. 20<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1976), p. 785-814
- NAHUM, A. M., SMITH, R., WARD, C. C.: Intracranial Pressure Dynamics During Head Impact, Paper No. 770922. Proc. 21<sup>st</sup> Stapp Car Crash Conference (1977), p. 339-366
- NEATHERY, R. F., KROELL, C. K., MERTZ, H. J.: Prediction of Thoracic Injury from Dummy Responses, SAE paper No. 751151, Proc. 19<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1975), p. 295-316
- NUSHOLTZ, G. S., HUELKE, D. E., LUX, P., ALEM, N. M., MONTALVO, F.: Cervical Spine Injury Mechanisms, Paper No. 831616, Proc. 27<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1983), p. 179-197
- NUSHOLTZ, G. S., LUX, P., KAIKER, P., JANICKI, M. A.: Head Impact Response – Skull Deformation and Angular Accelerations, SAE paper No. 841657, Proc. 28<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1984), p. 41-73
- OMMAYA, A. K., HIRSH, A. E.: Tolerance for Cerebral Concussion from Head Impact and Whiplash in Primates, Journal of Biomechanics 4, (1971) 13
- OMMAYA, A. K., YARNELL, P., HIRSH, A. E., HARRIS, E. H.: Scaling of Experimental Data on Cerebral Concussions in sub-Human Primates to Concussion Threshold for Man, SAE paper No. 670906, Proc. 11<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1967), p. 73-80
- OTTE, D.: Kinematik des motorisierten Zweiradunfalles – Verletzungsmuster, Langzeitfolgen und

- Schutzmöglichkeiten, Z. Unfallchir. Vers. med. Berufskr. 80 (1987) Nr. 1
- OTTE, D.: Biomechanics of Lower Limb Injuries of Belted Car Drivers and the Influence of Intrusion and Accident Severity. SAE paper No. 962425, Proc. 40<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conf. (1996), p. 193-206
- OTTE, D., Medizinische Hochschule Hannover-Verkehrsunfallforschung: Unfall- und Verletzungssituationen bei Motorrollern, Sicherheit Umwelt Zukunft II, Tagungsband der 2. Internationalen Motorradkonferenz 1998, S.147 ff.
- OTTE, D., WILLEKE, H., CHINN, B., DOYLE, D., SCHULLER, E.: Impact Mechanisms of Helmet Protected Heads in Motorcycle Accidents – Accidental Study of COST 327, Vortrag auf der 2. internationalen Motorradkonferenz, 14./15. September 1998, München
- PATRICK, L. M.: Impact Force-Deflection of the Human Thorax, SAE paper No. 811014, Proc. 25<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1981), p. 471-496
- PATRICK, L. M., MERTZ, H. J., KROELL, C. K.: Cadaver Knee, Chest and Head Impact Loads, SAE paper No. 670913, Proc. 11<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1967), p. 168-182
- PINCEMAILLE, Y., TROSSEILLE, X., MACK, P., TARRIERE, C., BRETON, F., RENAULT, B.: Some New Data related to Human Tolerance Obtained from Volunteer Boxers, SAE paper No. 892435, Proc. 33<sup>rd</sup> Stapp Car Crash Conference (1989), p. 177-190
- PINTAR, F. A., YOGANANDAN, N., VOO, L., CUSICK, J. F., MAIMAN, D. J., SANCES, A.: Dynamic Characteristics of the Human Cervical Spine, SAE Paper No. 952722, Proc. 39<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference (1995), p. 195-202
- PINTAR, F. A., YOGANANDAN, N., EPPINGER, R. H.: Response Intolerance of the Human Forearm to Impact Loading, Paper No. 983149, Proc. of the 42<sup>nd</sup> Stapp Car Crash Conference (1998), p. 65-74
- Rating the severity of tissue damage: I. The Abbreviated Injury Scale, JAMA 215:277-280 (1971)
- ROGERS, N. M.: A Preliminary Study Into the Feasibility of Motorcycle Airbag. Forschungshefte Zweiradsicherheit, ifz Nr. 7, S. 135 ff., Institut für Zweiradsicherheit GmbH, Bochum 1991
- ROGERS, N. M.: A Technical Evaluation of Motorcycle Leg Protectors. Thirteenth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles (1991), Paper No. 91-S3-O-17, p. 1-49
- ROGERS, N. M.: Further Crash Tests of Motorcycle Leg Protectors as Proposed in the UK Draft Specifications. Thirteenth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles (1991), Paper No. 91-S3-W-04, p. 1-59
- ROGERS, N. M., ZELLNER, J. W.: Application of ISO 13232 to Motorcyclist Protective Device Research, Fifteenth International Technical Conference on Enhanced Safety of Vehicles (1996), Melbourne, Australia
- SAE PT-56 Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerances of the Extremities, Publ. by Society of Automotive Engineers, Inc. (1996)
- SAFETY MONITOR, ETSC News, Nr. 13, März 1997 Edition
- SAKAMOTO, S.: Difficulties in Leg Protection Research. Twelfth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles (1989), p. 1328-1335
- SCHIMMELPFENNIG, K. H.: Sicherheits-Krad mit Knautschzone. Studie zur Verbesserung der passiven Sicherheit von Krädern. Patentschrift DE 30 31 141 C2, Deutsches Patentamt, Patenterteilung veröffentlicht am 20.03.86
- SEIDL, J.: Experimentelle Parametervariation für Motorradkollisionen, Diplomarbeit, TU München, Lehrstuhl für Verbrennungskraftmaschinen (1981)
- SPORNER, A.: Experimentelle und mathematische Simulation von Motorrad-Kollisionen im Vergleich mit dem realen Unfallgeschehen. Dissertation, TU München, Fakultät für Maschinenwesen (1982)
- SPORNER, A., LANGWIEDER, K., POLAUKE, J.: Passive Sicherheit am Motorrad. Kritische Beurteilung der Einsatzmöglichkeiten von Air-Bags. Forschungshefte Zweiradsicherheit Hubert KOCH (Hrsg.) Nr. 5 (1987), S. 177-207
- SPORNER, A., LANGWIEDER, K., POLAUKE, J.: Risk of Leg Injuries of Motorcyclists – Present Situation and Countermeasures. Twelfth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles (1989), p. 1279-1287

- STALNAKER, R. L., MELVIN, J. W., NUSHOLTZ, G. S., ALEM, N. M., BENSON, J. B.: Head Impact Response, Paper No. 770921, Proc. 21<sup>st</sup> Stapp Car Crash Conference (1977), p. 305-335
- STAPP, J. P.: Voluntary Human Tolerance Levels, Proc. of Symposium on Impact Injury and Crash Protection. Springfield, Ill (1970) Charles C. Thomas
- Statistisches Bundesamt: – Fachserie 8, Reihe 7, Verkehrsunfälle 1996. Verlag Metzler-Poeschel (1997)
- Statistisches Bundesamt: – Fachserie 8, Reihe 7, Verkehrsunfälle 1997. Verlag Metzler-Poeschel (1998)
- Statistisches Bundesamt: – Fachserie 8, Reihe 7, Verkehrsunfälle 1998. Verlag Metzler-Poeschel (1999)
- Statistisches Bundesamt: – Fachserie 8, Reihe 7, Verkehrsunfälle 1999. Verlag Metzler-Poeschel (2000)
- Statistisches Bundesamt: – Fachserie 8, Reihe 7, Verkehrsunfälle 2000. Verlag Metzler-Poeschel (2001)
- STREBLOW, N.: Beinhart. Motorradindustrie und britische Sicherheitsforscher liegen im Clinch: Schaden Beinprotektoren bei Motorradunfällen dem Fahrer mehr als sie nützen? Motorrad-Magazin (1992), Heft 10, S. 88-90
- The Abbreviated Injury Scale 1976 Revision including Dictionary, American Association for Automotive Medicine (now Association for the Advancement of Automotive Medicine), Des Plaines, IL
- The Abbreviated Injury Scale 1980 Revision, American Association for Automotive Medicine (now Association for the Advancement of Automotive Medicine), Des Plaines, IL
- The Abbreviated Injury Scale 1985 Revision, American Association for Automotive Medicine (now Association for the Advancement of Automotive Medicine), Des Plaines, IL
- The Abbreviated Injury Scale 1990 Revision Update 1998, Association for the Advancement of Automotive Medicine, Des Plaines, IL
- The Abbreviated Injury Scale 1990 Revision, Association for the Advancement of Automotive Medicine, Des Plaines, IL
- VIANO, D. C.: Biomechanical Responses and Injuries in Blunt Lateral Impact, SAE paper No. 892432, Proc. 33<sup>rd</sup> Stapp Car Crash Conf. (1989), p. 113-142
- YAMASAKI, T., IJIMA, S., YAMAMOTO, T.: Exploratory Study of an Airbag Concept for a Large Touring Motorcycle: Further Research. Seventeenth International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles ESV, Amsterdam 2001
- ZELLNER, J., KREBSCHULL, S., WILEY, K.: Motorcycle Leg Protectors: An Analysis of Overall Effectiveness via Computer Simulation. Forschungshefte Zweiradsicherheit H. Brendicke (Hrsg.) Nr. 7 (1991), S. 585-642
- ZELLNER, J., NEWMAN, J. A., ROGERS, N. M.: Preliminary Research Into the Feasibility of Motorcycle Airbag Systems. Fourteenth International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles ESV, Munich, 1994





## Schriftenreihe

Berichte der Bundesanstalt  
für Straßenwesen

## Unterreihe „Fahrzeugtechnik“

**1993**

- F 1: Einfluß der Korrosion auf die passive Sicherheit von Pkw  
Faerber, Wobben € 12,50
- F 2: Kriterien für die Prüfung von Motorradhelmen  
König, Werner, Schuller, Beier, Spann € 13,50
- F 3: Sicherheit von Motorradhelmen  
Zellmer € 11,00
- F 4: Weiterentwicklung der Abgassonderuntersuchung  
Teil 1: Vergleich der Ergebnisse aus Abgasuntersuchung und Typ-  
prüfverfahren  
Richter, Michelmann  
Teil 2: Praxiserprobung des vorgesehenen Prüfverfahrens für Fahr-  
zeuge mit Katalysator  
Albus € 13,50

**1994**

- F 5: Nutzen durch fahrzeugseitigen Fußgängerschutz  
Bamberg, Zellmer € 11,00
- F 6: Sicherheit von Fahrradanhängern zum Personentransport  
Wobben, Zahn € 12,50
- F 7: Kontrastwahrnehmung bei unterschiedlicher Lichttrans-  
mission von Pkw-Scheiben  
Teil 1: Kontrastwahrnehmung im nächtlichen Straßenverkehr bei  
Fahrern mit verminderter Tagessehschärfe  
P. Junge  
Teil 2: Kontrastwahrnehmung in der Dämmerung bei Fahrern mit  
verminderter Tagessehschärfe  
Chmielarz, Siegl  
Teil 3: Wirkung abgedunkelter Heckscheiben - Vergleichsstudie  
Derkum € 14,00
- F 8: Anforderungen an den Kinnschutz von Integralhelmen  
Otte, Schroeder, Eidam, Kraemer € 10,50
- F 9: Kraftschlußpotentiale moderner Motorradreifen unter Stra-  
ßenbedingungen  
Schmieder, Bley, Spickermann, von Zettelmann € 11,00

**1995**

- F 10: Einsatz der Gasentladungslampe in Kfz-Scheinwerfern  
Damasky € 12,50
- F 11: Informationsdarstellung im Fahrzeug mit Hilfe eines Head-  
Up-Displays  
Mutschler € 16,50
- F 12: Gefährdung durch Frontschutzbügel an Geländefahrzeugen  
Teil 1: Gefährdung von Fußgängern und Radfahrern  
Zellmer, Schmid  
Teil 2: Quantifizierung der Gefährdung von Fußgängern  
Zellmer € 12,00
- F 13: Untersuchung rollwiderstandsarmer Pkw-Reifen  
Sander € 11,50

**1996**

- F 14: Der Aufprall des Kopfes auf die Fronthaube von Pkw beim  
Fußgängerunfall – Entwicklung eines Prüfverfahrens  
Glaeser € 15,50
- F 15: Verkehrssicherheit von Fahrrädern  
Teil 1: Möglichkeiten zur Verbesserung der Verkehrssicherheit von  
Fahrrädern  
Heinrich, von der Osten-Sacken  
Teil 2: Ergebnisse aus einem Expertengespräch „Verkehrssicher-  
heit von Fahrrädern“  
Nicklisch € 22,50
- F 16: Messung der tatsächlichen Achslasten von Nutzfahrzeugen  
Sagerer, Wartenberg, Schmidt € 12,50
- F 17: Sicherheitsbewertung von Personenkraftwagen – Problem-  
analyse und Verfahrenskonzept  
Grunow, Heuser, Krüger, Zangemeister € 17,50
- F 18: Bremsverhalten von Fahrern von Motorrädern mit und ohne  
ABS  
Präckel € 14,50
- F 19: Schwingungsdämpferprüfung an Pkw im Rahmen der  
Hauptuntersuchung  
Pullwitt € 11,50
- F 20: Vergleichsmessungen des Rollwiderstands auf der Straße  
und im Prüfstand  
Sander € 13,00
- F 21: Einflußgrößen auf den Kraftschluß bei Nässe  
Fach € 14,00

**1997**

- F 22: Schadstoffemissionen und Kraftstoffverbrauch bei kurzzei-  
tiger Motorabschaltung  
Bugsel, Albus, Sievert € 10,50
- F 23: Unfalldatenschreiber als Informationsquelle für die Unfall-  
forschung in der Pre-Crash-Phase  
Berg, Mayer € 19,50

**1998**

- F 24: Beurteilung der Sicherheitsaspekte eines neuartigen Zwei-  
radkonzeptes  
Kalliske, Albus, Faerber € 12,00
- F 25: Sicherheit des Transportes von Kindern auf Fahrrädern und  
in Fahrradanhängern  
Kalliske, Wobben, Nee € 11,50

**1999**

- F 26: Entwicklung eines Testverfahrens für Antriebsschlupf-  
Regelsysteme  
Schweers € 11,50
- F 27: Betriebslasten an Fahrrädern  
Vötter, Groß, Esser, Born, Flamm, Rieck € 10,50
- F 28: Überprüfung elektronischer Systeme in Kraftfahrzeugen  
Kohlstruck, Wallentowitz € 13,00

**2000**

- F 29: Verkehrssicherheit runderneuerter Reifen  
Teil 1: Verkehrssicherheit runderneuerter Reifen  
Glaeser  
Teil 2: Verkehrssicherheit runderneuerter Lkw-Reifen  
Aubel € 13,00

- 
- F 30: Rechnerische Simulation des Fahrverhaltens von Lkw mit Breitreifen  
Faber € 12,50
- F 31: Passive Sicherheit von Pkw bei Verkehrsunfällen  
Otte € 12,50
- F 32: Die Fahrzeugtechnische Versuchsanlage der BASt – Einweihung mit Verleihung des Verkehrssicherheitspreises 2000 am 4. und 5. Mai 2000 in Bergisch Gladbach  
€ 14,00
- F 33: Sicherheitsbelange aktiver Fahrdynamikregelungen  
Gaupp, Wobben, Horn, Seemann € 17,00

## 2001

- F 34: Ermittlung von Emissionen im Stationärbetrieb mit dem Emissions-Mess-Fahrzeug  
Sander, Bugsel, Sievert, Albus € 11,00
- F 35: Sicherheitsanalyse der Systeme zum Automatischen Fahren  
Wallentowitz, Ehmanns, Neunzig, Weilkes, Steinauer, Bölling, Richter, Gaupp € 19,00
- F 36: Anforderungen an Rückspiegel von Krafträdern  
van de Sand, Wallentowitz, Schrüllkamp € 14,00
- F 37: Abgasuntersuchung - Erfolgskontrolle: Ottomotor – G-Kat  
Afflerbach, Hassel, Schmidt, Sonnborn, Weber € 11,50
- F 38: Optimierte Fahrzeugfront hinsichtlich des Fußgängerschutzes  
Friesen, Wallentowitz, Philipps € 12,50

## 2002

- F 39: Optimierung des rückwärtigen Signalbildes zur Reduzierung von Auffahrunfällen bei Gefahrenbremsung  
Gail, Lorig, Gelau, Heuzeroth, Sievert € 19,50
- F 40: Prüfverfahren für Spritzschutzsysteme an Kraftfahrzeugen  
Domsch, Sandkühler, Wallentowitz € 16,50

## 2003

- F 41: Abgasuntersuchung: Dieselfahrzeuge  
Afflerbach, Hassel, Mäurer, Schmidt, Weber € 14,00
- F 42: Schwachstellenanalyse zur Optimierung des Notausstiegssystems bei Reisebussen  
Krieg, Rüter, Weißgerber € 15,00
- F 43: Testverfahren zur Bewertung und Verbesserung von Kinderschutzsystemen beim Pkw-Seitenaufprall  
Nett € 16,50
- F 44: Aktive und passive Sicherheit gebrauchter Leichtkraftfahrzeuge  
Gail, Pastor, Spiering, Sander, Lorig € 12,00

## 2004

- F 45: Untersuchungen zur Abgasemission von Motorrädern im Rahmen der WMTC-Aktivitäten  
Steven € 12,50
- F 46: Anforderungen an zukünftige Kraftrad-Bremssysteme zur Steigerung der Fahrsicherheit  
Funke, Winner € 12,00
- F 47: Kompetenzerwerb im Umgang mit Fahrerinformationssystemen  
Jahn, Oehme, Rösler, Krens € 13,50
- F 48: Standgeräuschmessung an Motorrädern im Verkehr und bei der Hauptuntersuchung nach § 29 STVZO  
Pullwitt, Redmann € 13,50
- F 49: Prüfverfahren für die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder  
Berg, Rücker, Bürkle, Mattern, Kallieris € 18,00

---

Alle Berichte sind zu beziehen beim:

Wirtschaftsverlag NW  
Verlag für neue Wissenschaft GmbH  
Postfach 10 11 10  
D-27511 Bremerhaven  
Telefon: (04 71) 9 45 44 - 0  
Telefax: (04 71) 9 45 44 77  
Email: [vertrieb@nw-verlag.de](mailto:vertrieb@nw-verlag.de)  
Internet: [www.nw-verlag.de](http://www.nw-verlag.de)

Dort ist auch ein Kompletverzeichnis erhältlich.