

Kriterien für die Prüfung von Motorradsschutzhelmen

Berichte der
Bundesanstalt für Straßenwesen

Fahrzeugtechnik Heft F 2

bast

Kriterien für die Prüfung von Motorradschutzhelmen

Teil A:
Kriterien für die Prüfung von
Schutzhelmen für
motorisierte Zweiradfahrer

Teil B:
Kriterien für die Prüfung von
Schutzhelmen für Zweirad-
fahrer, Literaturrecherche

Teil C:
Schlußdarstellung

von

Walter König
Helmut Werner
Staatliche Materialprüfungsanstalt
Universität Stuttgart

und

Erich Schuller
Gundolf Beier
Wolfgang Spann
Institut für Rechtsmedizin
der Universität München

**Berichte der
Bundesanstalt für Straßenwesen**

Fahrzeugtechnik Heft F 2

bast

Die Bundesanstalt für Straßenwesen veröffentlicht Ergebnisse aus ihrer Arbeit, vor allem Forschungsvorhaben, 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, Am Alten Hafen 113–115, D-27568 Bremerhaven, Telefon (04 71) 4 60 93–95, 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 8718:
Kriterien für die Prüfung von Schutzhelmen für motorisierte Zweiradfahrer

Projektbetreuer:
Rudolf Keppler, Harald Zellmer

Herausgeber:
Bundesanstalt für Straßenwesen
Brüderstraße 53, D-51427 Bergisch Gladbach
Telefon (0 22 04) 4 30
Telefax (0 22 04) 4 38 32

Redaktion:
Referat Öffentlichkeitsarbeit

Druck und Verlag:
Wirtschaftsverlag NW
Verlag für neue Wissenschaft GmbH
Postfach 10 11 10, D-27511 Bremerhaven
Telefon (04 71) 4 60 93–95
Telefax (04 71) 4 27 65

ISSN 0943-9307
ISBN 3-89429-376-4

Bergisch Gladbach, Oktober 1993

Kurzfassung · Abstract · Résumé

Kriterien für die Prüfung von Motorradschutzhelmen

Die Prüfbedingungen und Bewertungskriterien für die Schutzwirkung von Kraftfahrerhelmen erscheinen nicht ausreichend mit unfallstatistischen Daten und biodynamischen Grenzwerten abgesichert. Deshalb wurden in Fallversuchen Schutzhelme unter verschiedenen Randbedingungen (Aufschlagpunkt, Auftreffgeschwindigkeit, Gegenkörperform) geprüft. Die Prüfbedingungen und Meßergebnisse der Simulationsversuche an neuen Helmen wurden den Randbedingungen und Folgen realer Unfälle gegenübergestellt. Zusätzlich wurden aus der Literatur biodynamische Daten und Kriterien zusammengestellt.

Die Untersuchung ergab, daß über die bleibende Eindrückung der stoßdämpfenden Polsterung eine Beziehung zwischen den Bewegungen des Fallversuches und des Unfalls hergestellt werden kann.

Der Vergleich der biodynamischen Werte und Beschädigungen der Unfallhelme mit den physikalischen Größen der Vergleichshelme ergab, daß die nach der ECE-Regelung 22 zulässigen Grenzwerte keine Gewähr dafür bieten, daß schwerwiegende Verletzungen ausgeschlossen werden können.

Als Schlußfolgerung ergibt sich, daß die Stoßdämpfungsprüfung über einen breiten Energiebereich bei gleichzeitiger Verringerung der bisher zulässigen Grenzwerte durchgeführt werden sollte.

Criteria for testing motorcycle helmets

The test conditions and evaluation criteria for the protective effects of motorcycle helmets are not sufficiently supported by accident statistics and biodynamical limit values. For that reason safety helmets were subjected to drop tests under a variety of boundary conditions (point of impact, impact velocity, form of body on which helmets impacted). The test conditions and measuring results of the simulation tests on new helmets were compared with the boundary conditions and consequences of real accidents. In addition, biodynamic data and criteria were compiled based on the relevant literature.

The study revealed that a relationship between the conditions of the drop test and those of the accidents can be established based on the permanent deformation of the padding.

The comparison of the biodynamic values and the

damage to helmets in accidents with the physical quantities of the reference helmets demonstrated that the permissible limit values of the ECE Regulation 22 do not ensure the exclusion of serious injuries in an accident.

It can thus be concluded that shock absorption tests should be carried out taking a wide range of energy into consideration and reducing the presently valid limit values at the same time.

Critères pour l'essai des casques de protection pour conducteurs de motocycles

Les conditions d'essai et les critères d'évaluation de l'efficacité des casques de protection ne sont pas suffisamment fondés par les données relevant des statistiques accidentologiques et par les valeurs limites biodynamiques. C'est pourquoi des casques ont été mis à l'épreuve dans des essais de chute, sous de différentes conditions aux limites (point d'impact, vitesse au choc, forme du corps contre lequel le casque est heurté). Les conditions d'essai et les résultats de mesure obtenus dans les essais de simulation avec de nouveaux casques ont été comparés avec les conditions aux limites et les conséquences d'accidents réels. En plus, des données et des critères biodynamiques ont été réunis sur la base de la littérature pertinente.

L'étude a révélé que la déformation permanente du rembourrage absorbant le choc permet d'établir un rapport entre les conditions de l'accident et de l'essai de chute.

La comparaison des valeurs biodynamiques et des dommages causés aux casques d'essai avec les grandeurs physiques des casques-témoin a montré que les valeurs limite mentionnées dans le Règlement 22 de l'ECE ne garantissent pas que des lésions graves pourront être exclues en cas d'accident.

Il en résulte que l'essai de l'absorption du choc devrait prendre en considération un ample domaine d'énergie, et réduire en même temps les valeurs limites actuellement en vigueur.

Inhalt

Teil A: Kriterien für die Prüfung von Schutzhelmen für motorisierte Zweiradfahrer		2	Beschreibung und Klassifizierung der Kopfverletzungen	40	
1	Aufgabenstellung	9	3	Biomechanik der Schädelhirntraumen.	43
2	Untersuchungsmaterial	9	3.1	Allgemeine Kriterien	43
2.1	Unfallhelme	9	3.2	Spezifische Kopfverletzungen	44
2.2	Vergleichshelme	10	3.2.1	Verletzungen der Kopfhaut.	44
3	Untersuchung der Unfallhelme	10	3.2.2	Schädelfrakturen.	45
3.1	Äußerer Befund	10	3.2.3	Epidurale Hämatome	45
3.2	Schutzpolsterverformung	11	3.2.4	Hirnkontusionen	46
4	Prüfung der Vergleichshelme	12	3.2.5	Intracerebrale Hämorrhagien/Hämatome	47
4.1	Prüfverfahren	12	3.2.6	Subdurge Hämatome	47
4.2	Versuchsergebnisse	12	3.2.7	Commotio cerebri	47
4.2.1	Einfluß der Aufprall- geschwindigkeit	12	3.2.8	Diffuse Axon Verletzungen.	48
4.2.2	Einfluß der Helmausführung	13	3.2.9	Synoptische Darstellung der spezifischen Kopfverletzungen	48
4.2.3	Einfluß der Schlagstelle	14	4	Toleranzkriterien und -grenzen	49
4.2.4	Einfluß der Amboßform	14	4.1	Allgemeine Hinweise	49
4.2.5	Folgerungen für das Prüfverfahren	15	4.2	Translatorische Akzeleration und Verletzungsschwere nach AIS	50
4.2.6	Folgerungen für die Unfallanalyse.	15	4.3	Rotatorische / Angulare Akzeleration und Verletzungs- schwere nach AIS	51
4.3	Simulation ausgewählter Beschädigungen an Unfallhelmen.	15	4.4	Toleranzgrenzen für spezifische Kopfverletzungen	51
5	Folgerungen	16	4.4.1	Commotio cerebri	51
6	Literatur	17	4.4.2	Schädelfrakturen.	51
Anhang	19	4.4.3	Subdurale Hämatome	52
			4.4.4	Subarachnoidale Hämatome	52
			4.4.5	Intracranielle Hämatome.	52
			4.4.6	Richtungsabhängigkeit der Toleranzgrenzen	52
			5	Literatur	53
			5.1	Lehrbücher und Übersichtsartikel	53
			5.2	Originalarbeiten	53
			Anhang	57
Teil B: Kriterien für die Prüfung von Schutzhelmen für Zweirad- fahrer, Literaturrecherche					
1	Anatomische Hinweise	39	Teil C: Schlußdarstellung		
1.1	Der Schädel	39	Kriterien für die Prüfung von Schutzhelmen für motorisierte Zweiradfahrer.		
1.2	Das Gehirn	39	77		
1.3	Der Hirnstamm.	39			
1.4	Das Kleinhirn.	40			
1.5	Die Hirnhäute	40			
1.6	Arterien und Venen des Gehirns	40			

[Teil A]

Kriterien für die Prüfung von Schutzhelmen für motorisierte Zweiradfahrer

Walter König
Helmut Werner

Staatliche Materialprüfungsanstalt
Universität Stuttgart

1 Aufgabenstellung

Die Schutzwirkung von Kraftfahrerschutzhelmen wird nach den derzeitigen internationalen Regelwerken in erster Linie in Stoßdämpfungsversuchen bewertet. Hierbei fallen die Helme mit instrumentiertem Prüfkopf aus vorgeschriebenen Geschwindigkeiten auf einen starren Amboß mit ebener oder gewölbter Oberfläche. Die im Prüfkopf beim Aufprall entstehende Beschleunigung wird 3-achsig gemessen. Die resultierende Beschleunigung wird nach Maximalwert und Zeitdauer bewertet. Das Stoßdämpfungsvermögen und damit die Schutzwirkung ist um so besser, je kleiner die auftretende Beschleunigung ist.

Bei der Festlegung der Prüfbedingungen wurde insbesondere eine gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse in einem technisch einfach zu verwirklichenden Versuch angestrebt.

Grundsätzliche Unterschiede zwischen dem Versuch zur Bauartprüfung nach der ECE-Regelung 22 [1] und einem Realunfall bestehen in folgenden Punkten:

- Der Prüfkopf ist nur in der äußeren Form und im Gewicht dem menschlichen Kopf nachgebildet. Der komplexe biologische Aufbau des menschlichen Kopfes wird nicht simuliert.
- An der Energieumsetzung beim Stoß ist im Versuch nur die Fallmasse aus Prüfkopf und Helm beteiligt. Die von Unfall zu Unfall verschieden große mitwirkende Körpermasse kann nicht berücksichtigt werden.
- Die im Realunfall vorliegenden biodynamischen Bedingungen durch die Verbindung des menschlichen Kopfes mit dem Körper (Federungs- und Dämpfungseigenschaften) werden im Versuch nicht nachgeahmt. Belastungen der Halswirbelsäule und der Schädelbasis können im Fallversuch nicht erfaßt werden.
- Der starre Amboß repräsentiert nur eine begrenzte Anzahl der im Realunfall möglichen Gegenkörper unterschiedlicher Form und Steifigkeit.

Daraus folgt, daß die im Fallversuch nach ECE-Regelung 22 gemessenen Beschleunigungen im allgemeinen nicht mit den Werten übereinstimmen können, die sich bei gleicher Aufprallgeschwindigkeit beim Realunfall ergeben würden. Der Fallversuch ist damit in erster Linie ein Vergleichsversuch, bei dem die Bauformen und Werkstoffe verschiede-

ner Helme untereinander bei dynamischer Belastung verglichen werden.

Infolge der festgelegten Versuchsdaten gestattet die Prüfung der Helme im ECE-Fallversuch nur einen punktuellen Vergleich. Bei anderen Aufprallbedingungen (Amboßform, Aufprallgeschwindigkeit) kann sich die Bewährungsfolge [2] verschiedener Helme ändern.

Ausgangspunkt der Untersuchung sind Unfallhelme mit den zugehörigen Unfallberichten. Aus den Unfallangaben und den Beschädigungen an den Helmen wird versucht, kennzeichnende Merkmale zu ermitteln, die den Verletzungen gegenübergestellt werden.

An neuen Helmen, die den Unfallhelmen so weit wie möglich entsprechen, werden Fallversuche mit verschiedenen Fallgeschwindigkeiten und Amboßformen durchgeführt und der Zusammenhang zwischen Stoßenergie und auftretender Prüfkopfbeschleunigung sowie Verformung des Schutzpolsters ermittelt. Diese Versuche werden in einem Geschwindigkeitsbereich durchgeführt, der die ECE-Anforderungen nach oben und unten überschreitet.

Für einen Unfallhelm wird das Beschädigungsmuster in gezielten Fallversuchen an neuen Helmen nachgefahren. Die Ergebnisse dieser Fallversuche werden mit dem Befund am Unfallhelm verglichen.

Durch die Zuordnung zwischen den Beschädigungen der Unfallhelme und den physikalischen Größen in den instrumentierten Fallversuchen an neuen Helmen kann ein Vergleich zwischen den Bedingungen des Unfalls und des Versuchs gezogen werden.

Hieraus können Folgerungen für Änderungen des Prüfverfahrens bei der Baumusterprüfung von Kraftfahrer-Schutzhelmen und für die Bewertungskriterien gezogen werden.

2 Untersuchungsmaterial

2.1 Unfallhelme

In Zusammenarbeit mit dem Institut für Rechtsmedizin der Universität München wurden 15 Unfallhelme (Integralhelme) ausgewählt. Die technischen Daten der Helme gehen aus Tafel 1 hervor. Das Untersuchungsgut umfaßt Helme mit verschiedenem Schalenwerkstoff und verschiedenen Materialien

der stoßdämpfenden Polsterung sowie unterschiedlicher Helmgrößen, wobei die mittlere Helmgröße M überwog.

Die beim Unfall aufgetretenen Verletzungen der Helmträger reichten von leichten (mäßigen) (AIS 1 bis 2) bis tödlichen Verletzungen (AIS 6). Nach dem äußeren Befund waren bei den Unfällen verschiedene Stoßstellen und Stoßrichtungen gegen unterschiedliche Gegenkörper aufgetreten, vgl. Abschnitt 3.

Sowohl bezüglich der Helmausführung als auch hinsichtlich der Unfallbedingungen, Unfallverletzungen und Helmbeschädigungen geben die ausgewählten Helme ein breites Spektrum von Realunfällen wieder.

Das Untersuchungsgut wurde nicht daraufhin überprüft, ob es bezüglich der Helmart und des Unfallablaufs repräsentativ unter statistischen Gesichtspunkten ist. Entscheidend für die Auswahl waren unterschiedliche Helmbeschädigungen, die eine experimentelle Nachahmung im Fallversuch möglich erscheinen ließen.

Die zur Verfügung gestellten Helme waren überwiegend zu einem Zeitpunkt hergestellt worden, als die ECE-Regelung 22 noch nicht in Kraft war. Wegen des Alters der Unfallhelme war eine Beschaffung typengleicher Neuhelme nicht möglich.

2.2 Vergleichshelme

Für Vergleichsuntersuchungen wurden je 20 Integralhelme der in Tafel 2 beschriebenen Helmtypen bei den Herstellern beschafft. Da keine Ausführungen mehr auf dem Markt erhältlich waren, die völlig mit den Unfallhelmen identisch waren, wurden möglichst ähnliche Helme ausgewählt, die bezüglich Schalen- und Polsterwerkstoffen sowie Helmgröße den Unfallhelmen weitgehend entsprachen.

Nach den Prüfetiketten waren alle Vergleichshelme nach der ECE-Regelung 22 mit positivem Ergebnis geprüft worden. Die Erfüllung der ECE-Anforderungen in den Stoßdämpfungsversuchen wurde durch die in Abschnitt 4 beschriebenen Fallversuche bestätigt. Die Vergleichshelme weisen demnach Eigenschaften auf, die nach dem derzeitigen internationalen Stand als ausreichend für einen Schutz beim Unfall angesehen werden.

Für die Simulation der Beschädigungen an Unfallhelm Nr. 9 konnten zusätzlich 4 Helme aus dem Bestand der MPA Stuttgart herangezogen werden, die mit dem Unfallhelm baugleich waren.

3 Untersuchung der Unfallhelme

Der äußere Helmzustand wurde zeichnerisch und fotografisch dokumentiert. Die aus dem Helmzustand und den Unfallberichten ermittelten Daten sind in den Tafeln 3 und 4 zusammengestellt. Die Aufprallgeschwindigkeit war in keinem Fall bekannt.

3.1 Äußerer Befund und Unfalldaten

Bei den meisten Helmen scheint die Hauptstoßrichtung weitgehend radial, d. h. auf das Kopfzentrum zu gerichtet gewesen zu sein. Die Stoßstellen an den Helmen waren über die ganze Oberfläche unregelmäßig verteilt.

Bei den Unfällen mit schweren und tödlichen Kopfverletzungen herrschen seitliche Stöße im Schläfenbereich sowie Stöße am Hinterkopf vor. Die Gegenkörper waren hier von unterschiedlicher Form und Struktur. Bei 5 der 6 schweren und tödlichen Verletzungen fanden sich linienförmige Schlagspuren am Helm.

Bei den meisten GFK-Helmschalen liegen Risse und Brüche vor, wie sie auch im Fallversuch nach ECE-Regelung 22 beobachtet werden. Bei Helmen mit PC-Schale treten Risse im ECE-Fallversuch in der Regel nicht auf.

Ein systematischer Zusammenhang zwischen den äußerlich sichtbaren Beschädigungen an den Helmen und der Schwere der Verletzungen ist nicht erkennbar. Zwar nehmen tendenzmäßig die Helmbeschädigungen mit ansteigender Verletzungsschwere zu, jedoch waren an Helm Nr. 2 trotz schwerer (kritischer) Verletzungen (AIS 5) keine markanten Beschädigungen erkennbar.

Aus dem äußeren Befund an den Helmen läßt sich der Unfallablauf und die Unfallschwere im allgemeinen nicht zuverlässig rekonstruieren. Eine klare Aussage, welche Gegenkörper und Stoßstellen besonders gravierende Verletzungen hervorrufen, läßt sich aus dem Untersuchungsgut nicht ableiten.

Zur Verletzungsart ist festzustellen, daß Gehirntraumen vorherrschen, an zweiter Stelle wurden Schädelverletzungen genannt. Verletzungen der Halswirbelsäule haben beim Untersuchungsgut nicht zu schweren oder tödlichen Folgen geführt. Stöße auf den Kinnbereich bewirkten trotz der dort meist geringen Polsterungsdicke im allgemeinen keine schweren Verletzungen. Ein Zusammenhang

zwischen der Art der Verletzung und der Helmausführung ist nicht feststellbar.

Als bemerkenswerter Befund ist die Tatsache zu werten, daß Gegenkörper mit linienförmiger Erstreckung (z. B. Bordsteinkante) bei den vorliegenden Realunfällen eine erhebliche Rolle spielen. Diese Belastungsart wird in den Versuchen nach ECE-Regelung 22 nicht simuliert.

3.2 Verformung der stoßdämpfenden Polsterung

Die bleibende Verformung der stoßdämpfenden Polsterung (Innenschale) kann zur Charakterisierung des Unfallstoßes dienen. Dabei ist zu beachten, daß die unmittelbar nach dem Unfall vorhandene Deformation sich im Laufe der Zeit durch Erholungsvorgänge verändern kann.

Bei den Vergleichshelmen wurde die Polsterverformung ca. 6 Wochen nach den Fallversuchen gemessen. Zusätzlich wurde die Verformung an 2 Vergleichshelmen nach 1 Jahr nochmals vermessen, wobei sich keine Veränderungen der Polsterverformung ergaben.

Es kann davon ausgegangen werden, daß mögliche Erholungsvorgänge 6 Wochen nach der dynamischen Belastung (Unfall, Fallversuch) abgeschlossen sind und somit auf die Vermessung der Polsterverformung keinen Einfluß haben.

Weiterhin kann angenommen werden, daß sich die Polsterverformung über einen Temperaturbereich von 0° bis 30° C nahezu konstant verhält.

Die Polsterverformungen wurden in folgender Weise ausgewertet:

- Ermittlung der maximalen (örtlichen) Verformung bei allen Unfallhelmen (max. Stauchung)
- Bestimmung der räumlichen Verformungsverteilung durch Rastermessungen an ausgewählten Helmen.

Die Verformungsmessung erfolgte mit dem Nadelverfahren. Die Innenschale wird vom Helm entfernt. An den verformten Bereichen der Innenschale wird ein Raster aufgelegt, und an den Rasterknotenpunkten wird mit Hilfe einer senkrecht eingeführten Nadel die Polsterdicke gemessen.

Bei der Auswertung wurde vorausgesetzt, daß die ursprüngliche Dicke der Polsterung im Bereich der Stoßstelle konstant war. Dies trifft sicher nicht exakt bei allen Helmen zu. Mögliche Streuungen in

der Ausgangsdicke können bei kleinen Verformungen zu erheblichen Fehlern führen.

Für 4 Helme mit markanten Polsterverformungen sind die Meßergebnisse in den Bildern 1 bis 4 dargestellt.

Bei Helm Nr. 5, Bild 1, erfolgte ein Aufprall im Bereich der Helmkuppe auf eine Eisenbahnschiene. Infolge des starren, nichtebenen Gegenkörpers mit großer Längserstreckung trat eine ausgeprägte, längsgerichtete Beschädigung am Helm auf, Bild 5. Dem entspricht die 20 cm lange Eindrückung der Polsterung, Bild 1. Die Verformung weist in erster Näherung 2 Symmetrieebenen (in Längs- und Querrichtung) auf. Bei diesem Helm wurde eine der größten maximalen Polstereindrückungen (rd. 10 mm) innerhalb des Untersuchungsgutes gemessen; die Verletzungsschwere betrug AIS 3 (Gehirnerschütterung).

Bei Helm Nr. 7, Bild 2, erfolgte der Aufprall auf die ebene Straße, bei Helm Nr. 8, Bild 3, gegen eine Leitplanke und die Betoneinfassung. In beiden Fällen erlitt der Fahrer eine Gehirnerschütterung (AIS 3). Die Eindrückung verläuft in Bild 2 weitgehend stetig. Der Dickenabfall im Vordergrund des Bildes ist herstellungsbedingt. In Bild 3 hat sich eine Helmkante in die Polsterung eingedrückt, was zu einer Unstetigkeit im sonst gleichmäßigen Verformungsverlauf führt.

Helm Nr. 9 stammt aus einem tödlichen Aufprall mit der Kopfrückseite gegen die Fahrbahn. Der Verformungsverlauf in Bild 4 mit starker lokaler Eindrückung läßt zunächst kein Anschlagen an eine starre ebene Fläche vermuten. Die Hauptverletzungen waren Schädelbasisbrüche und ausgedehnte Hirnkontusionen.

Der Vergleich der Bilder 1 bis 4 zeigt, daß mit nur einem Zahlenwert, z. B. der maximalen lokalen Eindrückung der Polsterung (Stauchung), die Verformung bei einem Unfallhelm (im Gegensatz zu Helmen aus Fallversuchen nach ECE-Bedingungen) nur ungenügend beschrieben wird. Dennoch wurde in Bild 6 die maximale lokale Stauchung sowie die prozentuale Stauchung (Verhältnis maximale lokale Stauchung/Ausgangsdicke) in Beziehung zur Verletzungsschwere gesetzt.¹ Dabei wurde zwischen Helmen mit oder ohne Faserverstärkung der Schale unterschieden. Das Bild läßt bei jeder der beiden Helmausführungen (Schalenwerkstoffe) eine deut-

¹ Verformungen durch Heimkanteneindrücke sind dabei nicht berücksichtigt.

liche Tendenz erkennen: Zunehmende Verformung der stoßdämpfenden Polsterung bedeutet zunehmende Verletzungsschwere. Eine eindeutige Aussage, ab welcher Verformung tödliche Verletzungen vorliegen, ist jedoch nicht möglich. Todesfälle traten nach Polsterstauchungen zwischen 2 und 10 mm bzw. 9 und 50 % auf.

Der Versuch, durch weitere Differenzierung der Punkte in Bild 6 nach Gegenkörperform, Schlagstelle am Helm oder Polsterwerkstoff zusätzliche Informationen zu erhalten, ergab keine systematischen Zusammenhänge.

4 Prüfung der Vergleichshelme

Die Vergleichshelme wurden in Fallversuchen geprüft. Diese Versuche hatten zum Ziel

- die Stoßdämpfungseigenschaften in einem größeren Energiebereich zu ermitteln, als es die ECE-Regelung 22 vorsieht
- einen Vergleich zwischen den Ergebnissen der Fallversuche und den Befunden an den Unfallhelmen zu ermöglichen.

Um die Auswirkung verschieden gestalteter Gegenkörper beurteilen zu können, wurden außer den in der ECE-Regelung festgelegten Formen (eben, halbkugelförmig) weitere Amboßformen aufgrund der Beschädigungen der Unfallhelme gewählt.

In ergänzenden Versuchen wurde angestrebt, die Verformung der stoßdämpfenden Polsterung an einem ausgewählten Unfallhelm so weit wie möglich nachzufahren.

4.1 Prüfverfahren

Die Fallversuche wurden auf einem Fallwerk nach ECE-Regelung 22 durchgeführt, s. Bild 7.

Bei diesem Prüfverfahren fällt der mit dem instrumentierten Prüfkopf versehene Helm mit einer geführten Positionierungseinrichtung (Führungsring) im freien Fall auf einen Amboß. Während des Stoßes ist das System Prüfkopf – Helm ohne Führung. Die Meßsignale der im Prüfkopf montierten Beschleunigungsaufnehmer werden über Verstärker auf einen Transientenrecorder (Nicolet) geleitet. Die Ausgabe der Meßergebnisse erfolgt über Rechner auf Grafik-Plotter bzw. Bildschirme.

Die verwendeten Amboßformen gehen aus Bild 8 hervor. Die ebene Platte und die Halbkugel sind in der ECE-Regelung 22 für Baumusterprüfungen

festgelegt. Der prismatische Amboß diente zur Nachahmung einer Bordsteinkante, die Schiene sollte eine Eisenbahnschiene simulieren.

Für die Fallversuche wurde ein der mittleren Helmgröße der Vergleichshelme entsprechender Prüfkopf Größe 57 verwendet.

In der Regel wurden die in der ECE-Regelung vorgesehenen Aufschlagpunkte im Bereich des Helmscheitels (P), der Stirn (B) und an der Helmseite (X) gewählt, Bild 9. Ergänzend wurden Versuche mit Schlägen auf die Helmrückseite durchgeführt.

Während der Versuche wurde die Beschleunigung des metallischen Prüfkopfs in 3 senkrecht zueinander stehenden Achsen gemessen. Hieraus wurde die resultierende Beschleunigung errechnet, deren Maximalwert für die Bewertung herangezogen wurde. Kennzeichnende Verzögerungs-Zeit – Verläufe sind in Bild 10 wiedergegeben.

Nach den Versuchen wurde die maximale bleibende Eindrückung der stoßdämpfenden Polsterung (Stauchung) ermittelt. Die Messung erfolgte in Schnittflächen durch den Aufschlagpunkt.

Die Versuche wurden nach Klimatisierung der Helme bei 25°C, 4 h durchgeführt (Umgebungstemperatur).

Die Untersuchung erfolgte bei Auftreffgeschwindigkeiten von 4,4 m/s (Fallhöhe 1 m) bis 10 m/s (Fallhöhe 5 m). Die Versuchsergebnisse wurden für jeden Helm in Abhängigkeit von der Auftreffgeschwindigkeit grafisch dargestellt.

Die Prüfbedingungen für Baumusterprüfungen nach ECE-Regelung 22 sind im Vergleich hierzu

ebener Amboß: 7 m/s (Fallhöhe 2,5 m)
 halbkugelförmiger Amboß: 6 m/s (Fallhöhe 1,8 m).

Nach dieser Regelung darf die maximale resultierende Beschleunigung 300 g nicht übersteigen. Werte zwischen 150 g und 300 g sind zulässig, wenn die Verzögerungszeit im Bereich über 150 g < 5 ms beträgt, Bild 9, unten.

4.2 Versuchsergebnisse

4.2.1 Einfluß der Aufprallgeschwindigkeit

Die Versuchsergebnisse in Form von grafischen Darstellungen, in denen die maximale Beschleunigung des Prüfkopfes über der Aufprallgeschwindigkeit dargestellt ist, sind in den Bildern 11 bis 15 wiedergegeben.

In diesen Bildern lassen sich im allgemeinen zwei Bereiche unterscheiden:

- ein verhältnismäßig flacher Anstieg der Maximalbeschleunigung über der Aufprallgeschwindigkeit, der sich in erster Näherung durch eine Ursprungsgerade darstellen läßt
- ein Steilanstieg mit progressiver Zunahme der Maximalbeschleunigung über der Aufprallgeschwindigkeit. Dieser Kurvenbereich hat näherungsweise die Form einer Parabel.

Der Übergang zwischen beiden Bereichen ist zwar nicht immer scharf ausgeprägt, läßt sich aber doch annähernd durch eine Grenzgeschwindigkeit beschreiben. Bei Aufprallgeschwindigkeiten, die größer als die Grenzgeschwindigkeit sind, treten hohe, im allgemeinen nicht mehr akzeptable Beschleunigungen auf.

Mit steigender Aufprallgeschwindigkeit nimmt auch die Stauchung (bleibende maximale Eindrückung) der stoßdämpfenden Polsterung zu, Bilder 16 bis 20. Die Kurven zeigen bei verschiedenen Helmausführungen Unstetigkeiten, die z. T. auf Anrisse in der Innenschale zurückzuführen sind.

Bei der Bewertung der Stauchungskurven ist zu beachten,

- daß ein Teil der aufgebrachten Energie durch die Verformung und gegebenenfalls durch Bruchvorgänge in der Schale aufgenommen wird
- daß ein Teil der Energie reversibel in Verformungsarbeit umgewandelt wird
- daß die maximale bleibende Eindrückung der stoßdämpfenden Polsterung im Aufschlagpunkt nur bei rotationssymmetrischer Verformung als Vergleichsmaß für die Schwere des Stoßes angesehen werden kann, vgl. Abschnitt 3.2.

Trotz dieser Einschränkungen kommt der Verformung der Polsterung eine große Bedeutung zu, da bei Unfallhelmen andere meßbare Helmveränderungen für die Beurteilung der Unfallschwere nicht zur Verfügung stehen.

Im Gegensatz zur Maximalverzögerung zeigt die Stauchung in Abhängigkeit von der Aufprallgeschwindigkeit meist keinen ausgeprägten Steilanstieg. Der in vielen Fällen wellige Kurvenverlauf mit progressiven und degressiven Abschnitten erlaubt keine einheitliche Deutung.

4.2.2 Einfluß der Helmausführung

Beim Vergleich der Bilder 11 bis 15 zeigt sich, daß für Aufprallgeschwindigkeiten < 7 m/s die Helme A, B, D und E nur geringe Unterschiede in der maximalen Prüfkopfbeschleunigung bei gleicher Aufprallgeschwindigkeit aufweisen. Demgegenüber ergibt Helm C in diesem Geschwindigkeitsbereich höhere Beschleunigungen. Dies geht beispielhaft aus Bild 21 (Schlagstelle B, runder Amboß) hervor.

In Bild 21 erkennt man bezüglich der Grenzgeschwindigkeit, ab der ein Steilanstieg der Kopfbeschleunigung auftritt, eine Differenzierung in zwei Helmgruppen (A, B, E / C, D). Bei anderen Schlagstellen und/oder anderer Amboßform zeigt sich eine ausgeprägte Gruppierung der Helme in bezug auf die Grenzgeschwindigkeit nicht.

Aus den Helmdaten in Tafel 2 lassen sich die Unterschiede im Verhalten der verschiedenen Helme nicht erklären.

Insgesamt zeigen die Bilder 11 bis 15, daß die Anforderungen der ECE-Regelung 22 weitgehend die Bauweise der geprüften Vergleichshelme bestimmt hat. Die Kopfbeschleunigungen nehmen z. T. erheblich zu, wenn die Aufprallgeschwindigkeit über den ECE-Bedingungen liegt.

Es ist zu beachten, daß Helme gleicher Helmausführung, aber verschiedener Größen bei den Fallversuchen unterschiedliche Kopfbeschleunigungen aufweisen. In der Regel fallen die Kopfbeschleunigungen bei kleineren Helmgrößen geringer aus. Da bei den Unfallhelmen die mittlere Helmgröße überwog, wurden die Fallversuche an Vergleichshelmen mittlerer Größe durchgeführt, vgl. Abschnitt 2.1 und 2.2.

In den Bildern 22 und 23 ist für Stöße auf den Punkt B (stirnseitig) mit ebenem und halbkugelförmigem Amboß die Stauchung über der Aufprallgeschwindigkeit für die verschiedenen Helmausführungen dargestellt.

Bei beiden Amboßformen ergeben für kleine Aufprallgeschwindigkeiten die Helme A und B die größten, die Helme C und E die kleinsten Stauchungen der stoßdämpfenden Polsterung. Hier scheint ein Einfluß des Helmschalenwerkstoffs (ohne bzw. mit Faserverstärkung) vorzuliegen, der die Verteilung der Belastung auf die stoßdämpfende Polsterung und damit auch die maximale lokale Stauchung beeinflusst.

Zwischen der maximalen Kopfbeschleunigung, Bild 21 und der Stauchung, Bild 23, besteht ein ten-

denzieller Zusammenhang. Helme mit kleiner Stauchung ergaben bei Aufprallgeschwindigkeiten unter der Grenzgeschwindigkeit Kopfbeschleunigungen an der oberen Grenze des Streubereichs, Helme mit großer Stauchung bilden bei den Kopfbeschleunigungen die untere Grenze.

Bei den Helmen mit faserverstärkter Schale treten schon bei niedrigen Stoßbelastungen Schalenrisse und -brüche auf. Bei Helmen mit Kunststoffschalen ohne Faserverstärkung wurden Schalenbrüche erst bei höheren Aufprallgeschwindigkeiten festgestellt. Unstetigkeiten in den Kurvenverläufen lassen sich z. Z. durch Schalenbrüche erklären.

4.2.3 Einfluß der Schlagstelle

Für die Helme B und E ist in den Bildern 24 und 25 der Zusammenhang zwischen maximaler Kopfbeschleunigung und Aufprallgeschwindigkeit für verschiedene Schlagstellen bei rundem Amboß dargestellt. Die Bilder 26 und 27 zeigen für die gleichen Helme die Ergebnisse bei flachem Amboß und verschiedenen Schlagstellen.

Die Schlagstellen B (Stirnbereich) und X (Schläfenbereich) führen bis zu den höchsten angewandten Aufprallgeschwindigkeiten annähernd zu gleichen Ergebnissen. Versuche an Helm A mit Schlägen auf den Hinterkopfbereich ergaben ähnliche Kurven wie für die Schlagpunkte B und X.

Schläge auf die Helmkupe (Punkt P) führen insbesondere bei flachem Amboß bei Aufprallgeschwindigkeiten < 8 m/s zu höheren Beschleunigungen des Kopfes. Bei größeren Aufprallgeschwindigkeiten bewirken Schläge auf den Punkt P dagegen kleinere Kopfbeschleunigungen als Schläge auf die Punkte B und X. In den Bildern 25, 26 und 27 tritt für den Aufschlagpunkt P bis 10 m/s Aufprallgeschwindigkeit noch kein Steilanstieg der Kopfbeschleunigung auf.

Die für die Helme B und E aufgezeigten Auswirkungen der verschiedenen Schlagstellen gelten auch für die anderen geprüften Vergleichshelme.

Die bleibenden Stauchungen der stoßdämpfenden Polsterung sind bei Schlägen auf den Stirnpunkt B mit rundem Amboß oft am größten. Die kleinsten Stauchungen ergaben sich bei Schlägen auf den Bereich der Helmkupe (Punkt P) mit flachem Amboß.

Die weitgehende Übereinstimmung der Versuchsergebnisse für Schlagstellen auf dem Helmumfang in Höhe der Stirn, Schläfe und Hinterkopf und die

davon abweichenden Ergebnisse bei Schlägen auf die Helmkupe lassen sich aus der Helmform und dem Anliegen des Helmes am Kopf in Verbindung mit einer anderen Belastungsverteilung erklären.

4.2.4 Einfluß der Amboßform

In Bild 28 sind für Helm A, Schlagstelle B, die Kopfbeschleunigungen für verschiedene Amboßformen in Abhängigkeit von der Aufprallgeschwindigkeit wiedergegeben. In diesem Bild sind auch die Ergebnisse mit Amboßformen enthalten, die bei der Prüfung nach ECE-Regelung 22 nicht angewandt werden. (Bordsteinkante, Schiene, vgl. Bild 8).

Bis rd. 7 m/s Aufprallgeschwindigkeit, d. h. unterhalb der Grenzgeschwindigkeit, zeigt sich kein wesentlicher Einfluß der Amboßform. Dagegen wirkt sich die Form des Amboßes deutlich auf den Verlauf der Kurven bei höherer Aufprallgeschwindigkeit im Steilanstieg der Beschleunigung aus. Gegenkörper mit ebener Oberfläche (Schiene, Platte) führen zu kleineren Maximalbeschleunigungen als Körper, die gerundet sind oder eine Kante aufweisen.

Es ist überraschend, daß die Schiene als Amboß im Bereich des Steilanstiegs kleinere Maximalbeschleunigungen als die ebene Platte bewirkt. Eine Erklärung hierfür könnte neben der bei dynamischen Versuchen zu erwartenden Streuung die große Länge der Schiene mit großer Gesamtfläche sein, Bild 8.

Bei der nach dem Versuch gemessenen bleibenden Zusammendrückung der Polsterung (Stauchung) ergibt sich gemäß Bild 29 für Aufprallgeschwindigkeiten > 4 m/s die erwartete Reihenfolge.¹ Die (lokale) Verformung steigt vom ebenen Amboß über Schiene und Kante bis zur Halbkugel an. Bei kleinen Aufprallgeschwindigkeiten wirken sich verschiedene Amboßformen nicht wesentlich auf die Stauchung aus.

Für alle untersuchten Vergleichshelme ist im Bild 30 der Streubereich der Schutzpolsterstauchung für flachen und runden Amboß im Aufschlagpunkt B über der Aufprallgeschwindigkeit dargestellt. Die Stauchung ist einerseits absolut und andererseits prozentual (Verhältnis Stauchung/Ausgangsdicke) angegeben. In beiden Darstellungen sind die Streubereichsverläufe nahezu gleich. Wie schon für den Helm A in Bild 29 gezeigt wurde, überdecken sich

¹ In Bild 29 wurden für die Darstellung der Kurven die Versuche mit Helmschalenbrüchen (eingeklammerte Punkte) nicht berücksichtigt.

die Streubereiche der verschiedenen Amboßformen bei kleinen Aufprallgeschwindigkeiten weitgehend. Die örtlich konzentrierte Belastung durch die Kugel ergibt im Mittel jedoch etwas größere lokale Verformungen als die ebene Platte.

Bei großen Aufprallgeschwindigkeiten stellt sich mit flachem Amboß ein degressiver Kurvenverlauf mit kleineren Stauchungen ein als mit kugelförmigem Amboß, der eine progressive Stauchungszunahme über der Aufprallgeschwindigkeit bewirkt.

4.2.5 Folgerungen für das Prüfverfahren

Die Versuche nach ECE-Regelung 22 mit flachem und gewölbtem Amboß sind in der Lage, Helme verschiedener Ausführung bezüglich ihres Verhaltens unter Stoßbelastung zu unterscheiden.

Mit dem ebenen und kugelförmigen Amboß werden als Grenzformen auch anders gestaltete Gegenkörper (z. B. Schiene, Bordsteinkante) weitgehend mit abgedeckt. Durch Schläge auf die Punkte P, B und X wird das Helmverhalten in den wichtigsten Bereichen erfaßt.

Die ECE-Prüfbedingungen gestatten jedoch nur eine Bewertung bis zur maximal angewandten Aufprallgeschwindigkeit. Helme, die nach den ECE-Bedingungen unter Stoßbelastung gleichwertig erscheinen, können bei höheren Aufprallgeschwindigkeiten unterschiedliche Kopfbeschleunigungen ergeben. Die Prüfung bei weiteren, insbesondere auch höheren Prüfgeschwindigkeiten ergibt eine bessere Beurteilungsmöglichkeit für die Schutzwirkung bei Stößen.

Die Verzögerungszeit bei Beschleunigungen über 150 g liegt bei den nach den ECE-Bedingungen geprüften Vergleichshelmen innerhalb des 5 ms Zeitfensters, vgl. Abschnitt 4.1. Bei höheren Aufprallgeschwindigkeiten bzw. wenn die Helme durchschlagen (Steilanstieg der Beschleunigungen) überschreitet die Verzögerungszeit das 5 ms Zeitfenster in der Regel nicht, da die Verzögerungs-Zeit Kurven einen kurzen Steilanstieg mit anschließendem Steilabfall aufweisen, s. Bild 10 unten.

Wie aus Bild 10 hervorgeht, können bei Fallversuchen nach ECE-Regelung 22 recht unterschiedliche Beschleunigungs-Zeit-Abläufe auftreten. Die maximale Beschleunigung allein ist keine ausreichende Größe zur Beschreibung des Stoßimpulses.

4.2.6 Folgerungen für die Unfallanalyse

Wenn sich aus der Unfallaufnahme und dem Be-

fund am Helm die Form des Gegenkörpers annähernd ermitteln läßt, kann aus der Helmverformung nach Bild 30 auf die Vergleichsaufprallgeschwindigkeit (unter den Bedingungen des Fallversuchs) geschlossen werden. Die tatsächliche Aufprallgeschwindigkeit im Unfall ist dadurch nicht zu bestimmen, da die effektiv beteiligte Masse beim Unfall in der Regel nicht bekannt ist.

In Bild 31 ist für den Helm A bei Aufschlagpunkt B (der nach Abschnitt 4.2.3 als repräsentativ für den gesamten Umfang angesehen werden kann) der Zusammenhang zwischen der Helmstauchung und der Maximalbeschleunigung im Fallversuch dargestellt. Bild 32 zeigt die Streubereiche der Beschleunigungs- Stauchungs-Kurven aller geprüften Helme für den Aufschlagpunkt B.

Die praktische Anwendung dieser Schaubilder für die Unfallanalyse ist jedoch dadurch erschwert, daß im Bereich des Steilanstiegs kleine Ungenauigkeiten in der Verformungsmessung zu großen Unterschieden in der Maximalbeschleunigung führen. Trotzdem ist eine Grobabschätzung möglich: Stauchungen unter 5 mm bzw. 15 % entsprechen unabhängig von der Amboßform einer Maximalbeschleunigung im Fallwerk < 150 g. Bis zu 10 mm bzw. 27 % Stauchung werden 300 g Kopfbeschleunigung nicht überschritten. Damit kann aus der örtlichen Helmverformung näherungsweise ermittelt werden, ob die Unfallbedingungen härter oder milder waren als bei der Baumusterprüfung nach ECE-Regelung 22.

Bei bleibenden Stauchungen > 10 mm bzw. > 27 % ist die zugehörige Kopfbeschleunigung im Fallversuch aus dem Diagramm in Bild 32 nicht mehr zuverlässig zu entnehmen. Hier bedarf es der Einzelanalyse unter detaillierter Berücksichtigung der Helmausführung, der Stoßstelle und der Stoßkörperform.

4.3 Versuche zur Simulation einzelner Helmbeschädigungen

Nach Abschnitt 4.2.6 kann aus der bleibenden Verformung der stoßdämpfenden Polsterung im Fallversuch (Stauchung) zwar die maximale zugehörige Kopfbeschleunigung als oberer Grenzwert für Stauchungen bis rd. 10 mm (27 %) abgeschätzt werden, für größere Stauchungen ist jedoch eine detaillierte Einzelanalyse erforderlich.

Diese Analyse wurde für den Unfallhelm 9, Tafel 1, durchgeführt. Der Unfallbericht gibt an, daß das Motorrad mit einem entgegenkommenden Pkw kollidierte, danach wurden Fahrer und Beifahrerin

auf die Fahrbahn geschleudert. Die Beifahrerin erlitt tödliche Verletzungen in Form von Schädeldach- und Schädelbasisbrüchen und Hirnkontusionen. Der Vorgang läßt vermuten, daß der Aufprall auf die Fahrbahn die tödlichen Verletzungen verursacht hat. Die Verformungen der stoßdämpfenden Polsterung, Bild 4, sprechen jedoch nicht so sehr für einen ebenen, als für einen gewölbten oder kantigen Aufschlagkörper mit vorwiegend linearer Erstreckung.

Die Stauchung der stoßdämpfenden Polsterung würde nach Bild 32 bei flachem Amboß einer Verzögerung im Fallversuch zwischen rd. 200 und 320 g entsprechen. Bei rundem Amboß ergäben sich 100 bis 200 g.

Zur Simulation der Polsterverformung nach Bild 4 wurden Versuche mit flachem und schienenförmigem Amboß, Bild 8, an Helmen der Ausführung T, Tafel 2, durchgeführt. Der flache Amboß sollte den Aufprall auf die Fahrbahn simulieren, der schienenförmige Amboß wurde aufgrund der linearen Erstreckung der Polsterverformung am Unfallhelm verwendet. Die Bilder 33 bis 35 zeigen die erzielten Vorformungsstrukturen. Die beste Übereinstimmung mit Bild 4 ergab sich beim Versuch nach Bild 35 (Fallhöhe 2,5 m, Schiene). Die weitgehende Übereinstimmung zwischen dem Schienenversuch und dem Unfall zeigt sich auch im Querschnitt durch das Polster in Bild 36.

Die Versuchsdaten für den erfolgreichen Simulationsversuch waren

T3 Amboßform:	Schiene
Aufschlagpunkt:	hinten am Helm
Aufprallgeschwindigkeit:	7 m/s
max. Kopfverzögerung:	129 g
Stauchung:	rd. 8 mm.
HIC:	671
Zeit für Kopfverzögerung b > 150 g:	0
untere Kopfverzögerung im Zeitintervall t = 5 m/s:	85 g.

Die weiteren Versuchsdaten waren

T4 Amboßform:	ebene Platte
Aufschlagpunkt:	hinten am Helm
Aufprallgeschwindigkeit:	9 m/s
max. Kopfverzögerung:	255 g
Stauchung:	rd. 7 mm.
HIC:	2580
Zeit für Kopfverzögerung b > 150 g:	3,95 m/s
untere Kopfverzögerung im Zeitintervall t = 5 m/s:	122 g.

T5 Amboßform:	ebene Platte
Aufschlagpunkt:	hinten am Helm
Aufprallgeschwindigkeit:	8 m/s
max. Kopfverzögerung:	163 g
Stauchung:	rd. 6 mm.
HIC:	1216
Zeit für Kopfverzögerung b > 150 g:	2,25 m/s
untere Kopfverzögerung im Zeitintervall t = 5 m/s:	100 g.

Verzögerung und Stauchung für den schienenförmigen Amboß liegen in der Mitte des Streubereiches für die runde Amboßform in Bild 32. Die Versuche mit flachem Amboß lieferten bei größerer Aufprallgeschwindigkeit höhere Verzögerungen (rd. 170 bzw. 260 g), wobei die räumliche Verformungsverteilung beim Versuch mit Schienenamboß die beste Übereinstimmung mit der Verformung des Unfallhelmes lieferte.

Die verschiedenen HIC-Werte, sowie Beschleunigungswerte finden eine Erklärung in der unterschiedlichen Amboßform, sowie den erzielten Polsterverformungen. Werden annähernd gleiche Polsterverformungen bei gleichen Versuchsrandbedingungen erzielt, so dürfte die max. Verzögerung im Fallversuch um maximal 5 % abweichen.

Auffallend ist, daß beim Versuch mit Schienenamboß im Vergleich zum flachen Amboß die kleinsten Verzögerungen sowie die größten lokalen Stauchungen auftraten. Bei Fallversuchen mit Vergleichshelm A am Aufschlagpunkt B ergab sich dieselbe Reihenfolge, s. Bilder 28 und 29. Bei Aufprallgeschwindigkeiten über 4 m/s waren die Verzögerungen mit dem Schienenamboß kleiner als die entsprechenden mit flachem Amboß bei größeren lokalen Stauchungen.

Das Verformungsmuster an Unfallhelm 9 konnte damit unter Bedingungen im Fallversuch erzielt werden, bei denen die nach der ECE-Regelung 22 zulässige Maximalbeschleunigung noch nicht überschritten wurde. Ein positives Prüfergebnis nach ECE-Regelung 22 bietet demnach keine Gewähr dafür, daß bei Unfällen mit Stoßbedingungen, die nominell leichter sind als bei der ECE-Prüfung, schwere und tödliche Verletzungen sicher vermieden werden.

5 Folgerungen

Die Untersuchungen von Unfallhelmen und die Prüfung von Vergleichshelmen im Fallversuch hat ergeben, daß über die bleibende Eindrückung der

stoßdämpfenden Polsterung (Stauchung der Innenschale) eine Beziehung zwischen den Bedingungen des Fallversuchs und des Unfalls hergestellt werden kann.

Diese Beziehung ist in Bild 37 unter Verwendung der Bilder 6 und 32 dargestellt. Danach ergibt eine formale Übertragung der Ergebnisse der Fallversuche auf die Unfallhelme, daß die Hälfte der schweren und tödlichen Verletzungen (AIS 5 und 6) unter Bedingungen entstanden sind, die im Fallversuch zu Verzögerungen von höchstens 150 g geführt haben. Bei keinem Unfall lagen Bedingungen vor, die im Fallversuch mehr als 300 g ergeben hätten.

Die Ergebnisse eines gezielten Simulationsversuches zur Nachahmung der Beschädigung eines Unfallhelmes im Fallversuch bestätigte die aus Bild 37 abgeleiteten Feststellungen.

Bei der Darstellung in Bild 37 ist zu berücksichtigen, daß bei der Ermittlung der maximalen lokalen Stauchungen die Ausgangsdicke im Bereich der Stoßstelle als konstant angenommen wurde. Mögliche Streuungen in der Ausgangsdicke (bis ca. 1 mm) können bei kleinen Verformungen zu erheblichen Fehlern führen. Bei größeren Verformungen verringert sich dieser Fehlereinfluß, (vgl. Abschnitt 3.2). Bild 37 oben berücksichtigt bei Stoßstellen im Stirnbereich die runde und flache Amboßform. Die Amboßform hat großen Einfluß auf die Verformungsverteilung. Somit ist hier ein großer Streubereich der möglichen räumlichen Kopfverzögerungen durch die obere Grenzkurve abgedeckt. Die Simulationsversuche in Abschnitt 4.3 haben gezeigt, daß Kopfverzögerungen unterhalb dieser Grenzkurve liegen.

Geht man davon aus, daß gleiche Stauchung im Fallversuch und beim Unfall durch die gleiche Stoßenergie hervorgerufen wird, so kann aus Bild 37 geschlossen werden, daß entweder

- beim Menschen schon tödliche Verletzungen bei Maximalbeschleunigungen unter 150 g auftreten können

oder

- beim Menschen im Realunfall unter gleicher Stoßenergie wesentlich höhere Beschleunigungen entstehen als im Prüfkopf beim Fallversuch.

Es ist offensichtlich, daß bei gleicher Stoßenergie und gleichem Helm in einem steifen Prüfkopf andere Beschleunigungen auftreten als im menschlichen Kopf. Grenzwerte aus biodynamischen Untersuchungen am Menschen können deshalb nicht

ohne weiteres als sinnvolle Grenzwerte für den Fallversuch mit metallischem Prüfkopf übernommen werden. Die Begrenzung der maximalen resultierenden Kopfverzögerung im Fallversuch auf die in der ECE-Regelung 22 festgelegten Werte bietet nach der durchgeführten Untersuchung keine Gewähr dafür, daß im Realunfall bei Stoßenergien, die kleiner oder gleich der Fallenergie nach der Regelung sind, schwerwiegende Verletzungen ausgeschlossen werden können.

Der Fallversuch nach der ECE-Regelung 22 ist in erster Linie ein Vergleichsversuch. Die Prüfung hat gezeigt, daß marktübliche Helme, welche die Prüfung nach der ECE-Regelung bestanden haben, sich in ihren Stoßdämpfungseigenschaften nicht gravierend unterscheiden. Durch die Prüfung können völlig ungeeignete Helmausführungen erkannt und ausgeschlossen werden. Die festgelegten Aufschlagstellen haben sich bewährt. Die geprüften Helme zeigten über den Umfang von der Stirn bis zum Hinterkopf weitgehend gleichmäßige Eigenschaften. Durch die Prüfung mit ebenem und kugelförmigem Amboß werden auch andere Stoßkörperformen abgedeckt.

Es ist unbestritten, daß Helme bei Straßenverkehrsunfällen das Verletzungsrisiko erheblich vermindern. Eine weitere Erhöhung der Schutzwirkung ergibt sich, wenn es gelingt, den Übergang zum Steilanstieg der Beschleunigung zu höheren Aufprallgeschwindigkeiten zu verschieben. Entsprechende Verbesserungen der Helmausführung müssen von den Herstellern entwickelt werden, wenn die Prüfvorschriften höhere Aufprallgeschwindigkeiten im Fallversuch fordern.

6 Literatur

- 1 ECE-Regelung R 22 einschließlich Änderungsstand 03, Kirschbaum Verlag, Bonn
- 2 K. RENTSCHLER, Verbesserung der Prüfverfahren für Kraftfahrer-Schutzhelme im Hinblick auf verbesserte Stoßdämpfung, Bundesanstalt für Straßenwesen 1984, FP 1.8205

Anhang

Tafel 1 bis 4
Bilder 1 bis 37

Helm Nr.	Hersteller	Helm Typ (Integralhelme)	Helmgröße (Baujahr)	Prüfzeichen	Schalenwerkstoff	stoßdämpfende Polsterung 1)		Unfallfolgen	Art der Verletzungen 2)
						a) Werkstoff	b) max. Dicke (mm)		
1	Nolan	INT 31	S (1981)	DIN 4848	PC	a) PS b) 34 c) 34		AIS 5 3)	1,2,3,7
2	Nolan	INT 31	M (1977)	DIN 4848	PC	PS 34 31		AIS 5 4)	2,3
3	Nava	NAVA 2	M (1979)	DIN 4848, FMVSS 218	PC	PS 30 38		AIS 0 5)	-
4	Boeri	Comanda	M (vor 1984)	DIN 4848, ONK	PC	PS 22 34		AIS 5 6)	2,3,7
5	Römer	-	M (vor 1979)	DIN 4848, ONK, ONS	GFK	PS 20 35		AIS 3	5
6	Boeri	Sport	M (vor 1976)	DIN 4848	GFK	PS 28 63		AIS 5 7)	2,3,7
7	-	Premier	(M) (vor 1980)	-	GFK	PS 28 45		AIS 3	5
8	Schuberth	Supervisor	M (vor 1980)	DIN 4848, ONK	GFK	PU 27 50		AIS 2	4
9	Tevog	Professional	M (vor 1988)	DIN 4848, ONK, NF, ECE	GFK	PS 30 27		AIS 5 8)	1,2,3,7
10	Römer	Star 2000	M 1978	DIN 4848	PC	PS 20 29		AIS 2	4
11	Maxcaschi	Leopard	M 1978	DIN 4848	PC	PS/PU 26 32		AIS 2	4
12	Boeri	Elite	M -	DIN 4848	PC	PS 26 49		AIS 6 9)	1,3
13	Römer	-	L 1976	DIN 4848	GFK	PS 22 48		AIS 2	4
14	Schuberth	-	(M) -	DIN 4848	GFK/PC	PU 26 51		AIS 2	6
15	JEB's	Regazoni	(M) -	DIN 4848	GFK	PS 18 40		AIS 1	6

- 1) Verwendete Abkürzungen: PC = Polycarbonat PU = Polyurethan 3) Tod nach 3 Tagen
 GFK = Glasfaserverstärkter Kunststoff PS = Polystyrol 4) 10 Tage bewußtlos
 5) Kopf keine, Bänderriß
 6) Tod nach 1 Tag
 7) Tod nach 3 Wochen
 8) Tod nach 3 Tagen
 9) sofortiger Todeseintritt
- 2) Zahlen entsprechen folgendenden Verletzungen:
 1: Schädelbrüche- und -basisbrüche
 2: Intracranielle Blutungen
 3: Hirnkontusionen
 4: Gehirnerschütterung (Comotio cerebri) AIS 2 (Bewußtlosigkeit ≤ 15 Min.)
 5: Gehirnerschütterung AIS 3 (Bewußtlosigkeit ≥ 15 Min.)
 6: Weichteilverletzung
 7: Todesursache: Zentrale Lähmung

Tafel 1: Unfallhelme

Helmbezeichnungen	Hersteller	Helm-Typ	Helmgröße	Baujahr	Prüfzeichen	Außenschale		stoßdämpfende Werkstoff	Dicke (mm)	Polsterung Dicke (mm)	Dichte (g/l)
						Werkstoff 1)	Dicke (mm)				
A	Römer	Road Star	M	1988	ECE	PC	4	PS	35-39	38	
B	Römer	RS exclusiv	M	1988	ECE	PA	3	PS	31-37	37	
C	Krauter	MR-1	M	1987	ECE	GFK	3	PS	27-32	38	
D	UVEX	Taifun	M	1988	ECE	ABS	3	PS	37-40	45	
E	UVEX	Quattro	M	1988	ECE	GFK	4	PS	30-36	29	
2) T	Tevog	Professional	M	1987	ECE	GFK	4	PS	26-32	27	

1) verwendete Abkürzungen:

PS = Polystyrol
 PC = Polycarbonat
 PA = Polyamid
 ABS = Acrylnitril-Butadien-Styrol
 GFK = Glasfaserverstärkter Kunststoff

2) nur für Simulation der Beschädigungen am Unfallhelm Nr. 9

Tafel 2: Vergleichshelme (integralhelme)

HELM-NR.	1	2	3	4	5	6	7	8
SCHALE	PC 1)	PC	PC	PC	GFK 3)	GFK	GFK	GFK
POLSTER	PS 2)	PS	PS	PS	PS	PS	PS	PU 4)
VERLETZUNGEN Hirn Schädel sonstige	x x x	x	x	x x	x	x	x	x x
FOLGEN (ISS) 6) FOLGEN (Kopf) tödlich schwer	38 AIS 5	27 AIS 5	6	43 AIS 5	11	27 AIS 5	11	9
mittel			AIS 0		AIS 3		AIS 3	AIS 2
leicht								
GEGENKÖRPER								
starr verformbar	x	x	x	x	x	x	x	x (x)
fest beweglich	x	x	x	x	x	x	x	x
eben gewölbt	x	x	x	x	x	x	x	x (x)
flächig	x	(x)	x			(x)	x	x
linienförm.		x		x	x	x		(x)
STOSSSTELLE frontal occipital	x		x x					x x
Scheitel seitlich Kinnbereich	x	x		x	x	x x	x	(x)
STOSSRICHTUNG radial schräg gleitend	x x	(x)	x	x	x x	x	x	x x x
SCHALENZUSTAND Riß Bruch Deformation					x x x	x x	x x	x x
Schleifspur Lackrisse	x		x	x			x	x
ZUSTAND DER INNENSCHALE Eindrückung Bruch	2-4 mm (x) 5)	2-4 mm	≤ 1 mm	≤ 2 mm	9-10 mm	7 mm	4 mm	2-3 mm x

1) Polycarbonat

2) Polystyrol

3) Glasfaserverstärkter Kunststoff

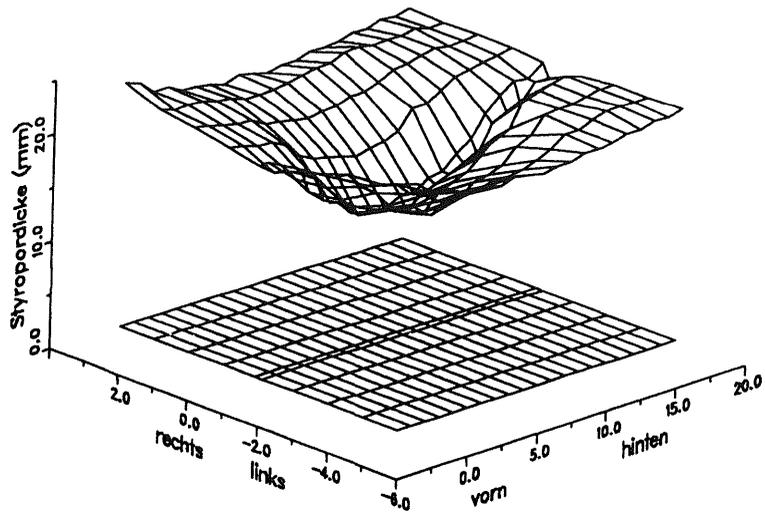
4) Polyurethan

5) Komfortpolster (PU-Schaum) eingerissen

6) Injury severity score

HELM-NR.	9	10	11	12	13	14	15
SCHALE	GFK	PC	PC	PC	GFK	GFK/PC	GFK
POLSTER	PS	PS	PS/PU	PS	PS	PU	PS
VERLETZUNGEN Hirn Schädel sonstige	x x x	x	x	x x Kinn	x	x	x
FOLGEN (ISS) FOLGEN (Kopf) tödlich schwer	35 AIS 5	17	12	75 AIS 6	6	6	6
mittel		AIS 2	AIS 2		AIS 2	AIS 2	AIS 1
leicht							
GEGENKÖRPER starr verformbar	x	x x	x (x)	x	x	x	x (x)
fest beweglich	x	x	x (x)	x	x	x	x (x)
eben gewölbt	x	x	x (x)	x	(x) x	x	x
flächig	x	x	x			x	
linienförm.				x	x	x	x
STOSSSTELLE frontal occipital	x				x	x	x Stirn
Scheitel seitlich Kinnbereich		x x	x	x	x		x
STOSSRICHTUNG radial schräg gleitend	x (x)	x	(x) (x)	(x)	(x)	x	x x
SCHALENZUSTAND RiB Bruch Deformation			x x	x	x	x x	x x
Schleifspur Lackrisse	x x	x x		x	x x		x x
ZUSTAND DER INNENSCHALE							
Eindrückung Bruch	10 ■■ x 1)	1-2 ■■	≤ 1 ■■	5-6 ■■	≤ 1 ■■ x	≤ 1 ■■ x	2-4 ■■

1) Nackenpolster



Helm Nr. 5 (Römer)

Bild 1: Verformung an Polsterung von Unfallhelm 5

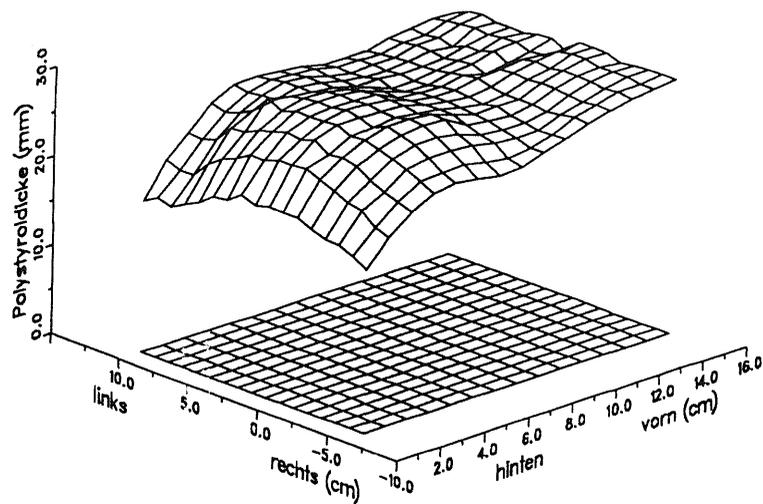
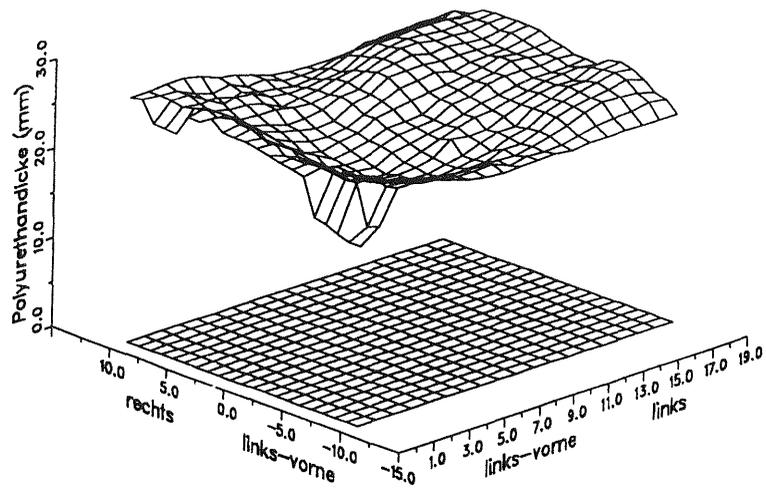
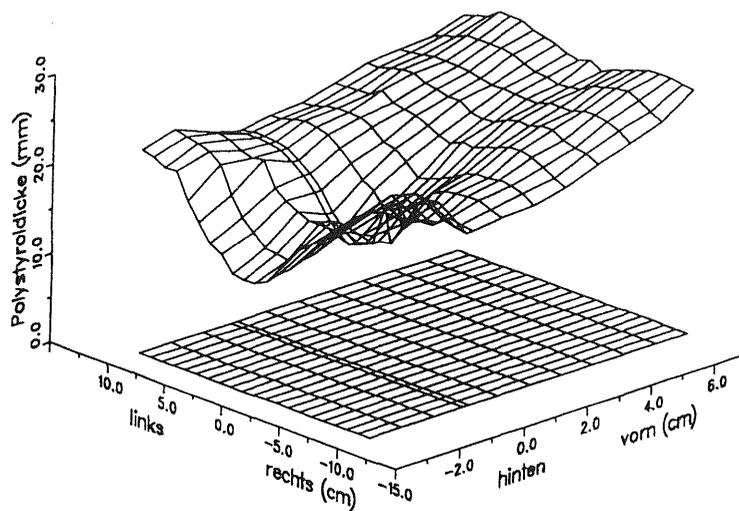
Helm Nr. 7
Premier
Unfall

Bild 2: Verformung an Polsterung von Unfallhelm 7



Helm Nr. 8
Schuberth supervisor
Unfall

Bild 3: Verformung an Polsterung von Unfallhelm 8



Helm Nr. 9
TEVOG professional
Unfall

Bild 4: Verformung an Polsterung von Unfallhelm 9

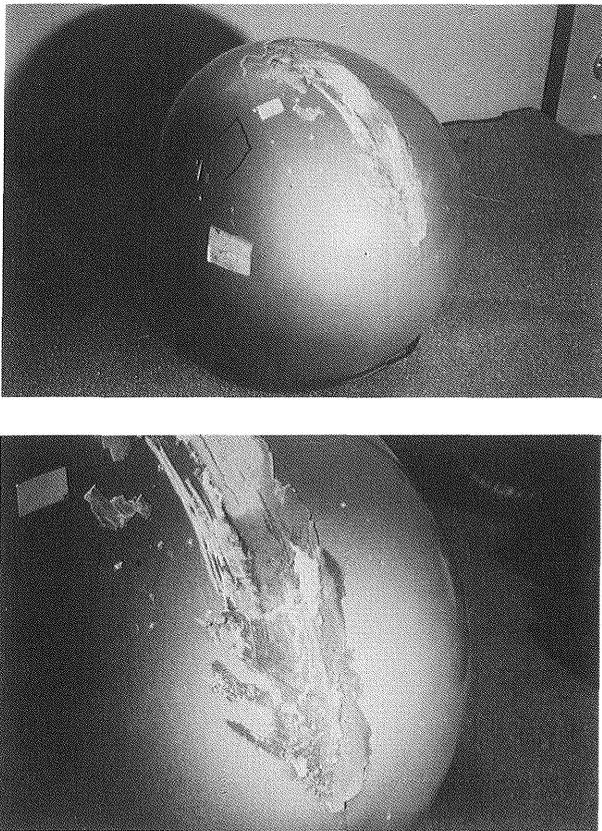


Bild 5: Unfallhelm Nr. 5

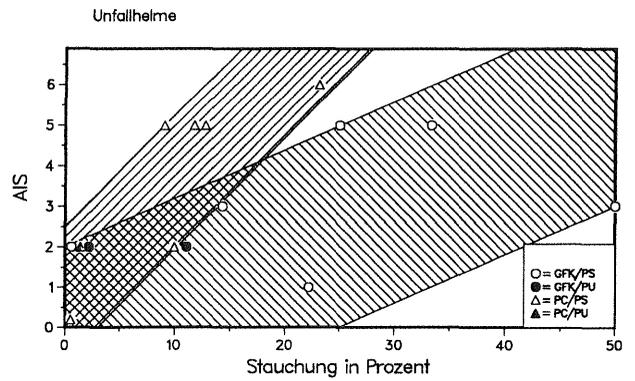
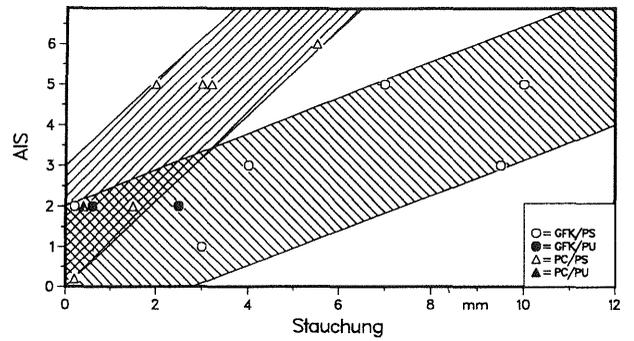


Bild 6: Verletzungsschwere in Abhängigkeit von der Polsterverformung bei den Unfallhelmen

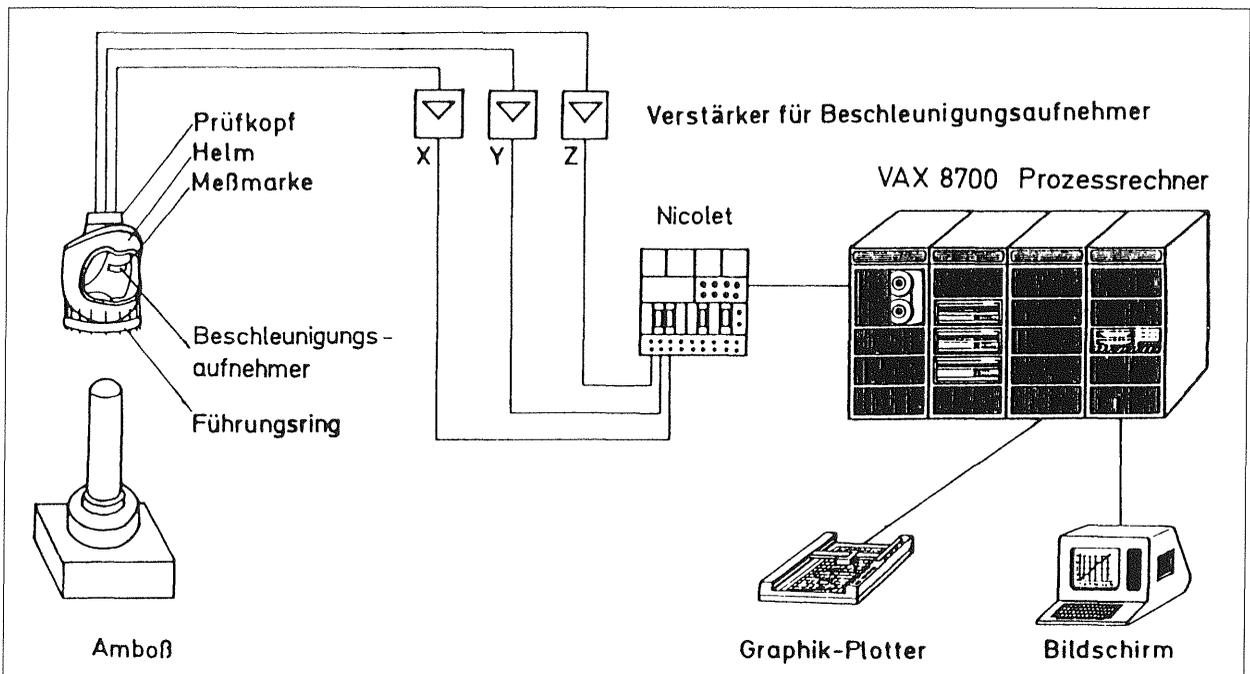
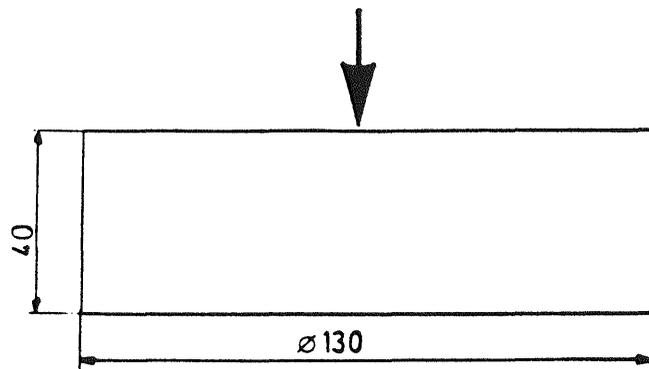
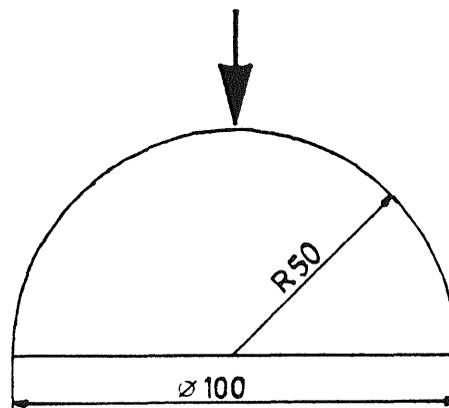


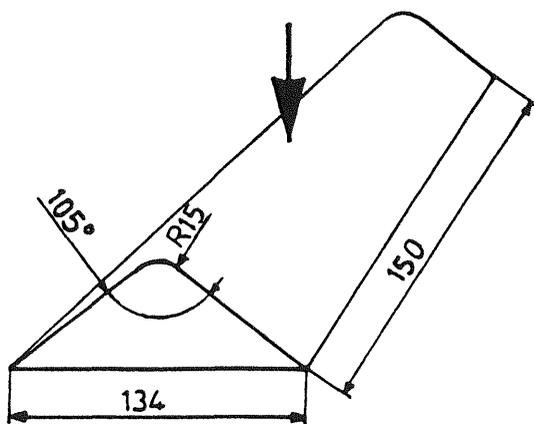
Bild 7: Versuchseinrichtung und Meßaufbau für die dynamische Stoßdämpfungsprüfung, schematisch



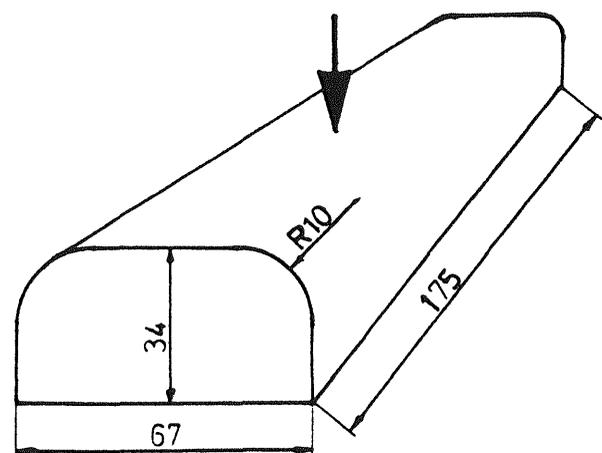
ebene Platte (ECE R22), flach



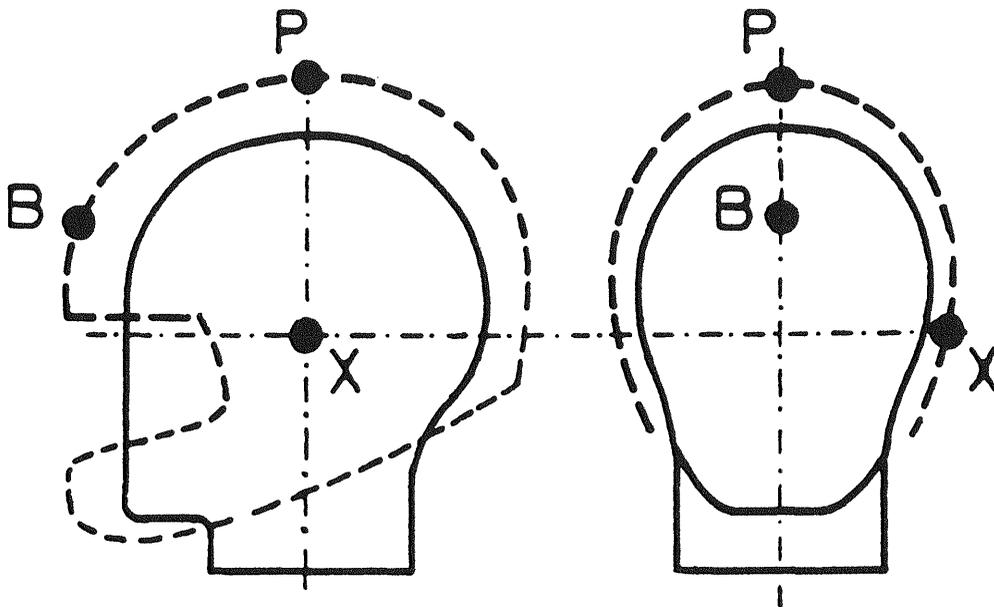
Halbkugel (ECE R 22), rund



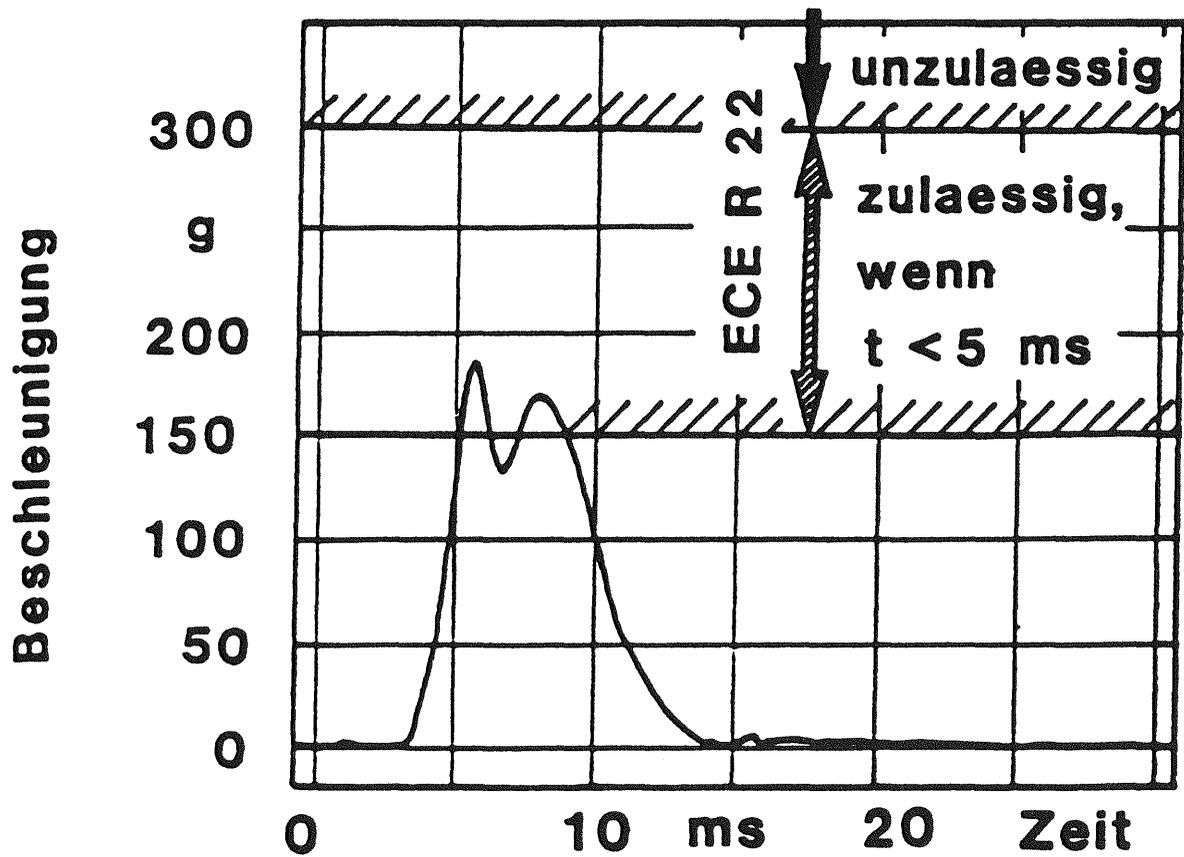
Prisma mit Kante
(Bordstein)



Schiene mit gerundeten Kanten



Aufschlagpunkte nach ECE-Regelung 22-03



Versuchsbewertung nach ECE-Regelung 22-03

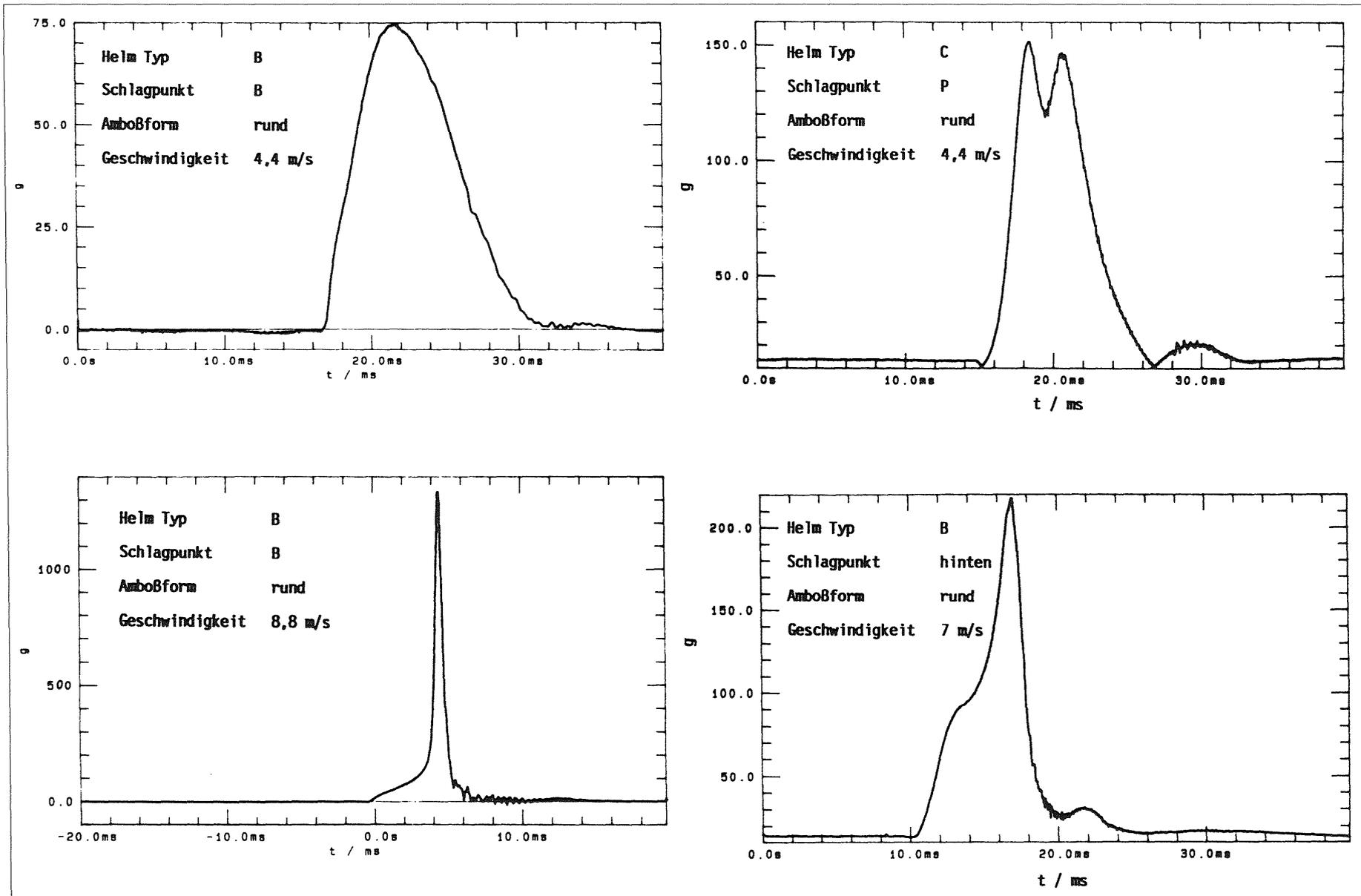


Bild 10: Kennzeichnende Verzögerungs-Zeit-Verläufe

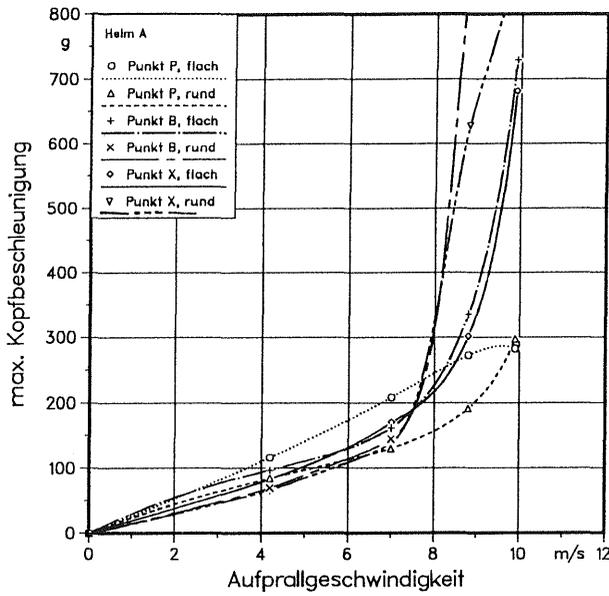


Bild 11: Fallversuche an Helm A

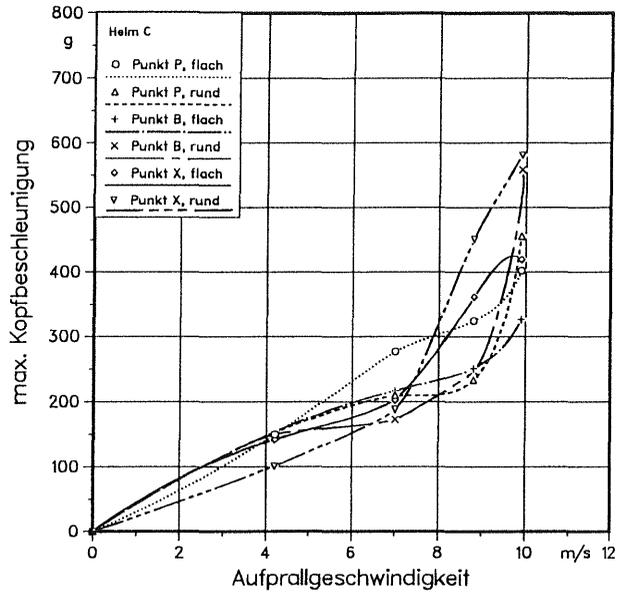


Bild 13: Fallversuche an Helm C

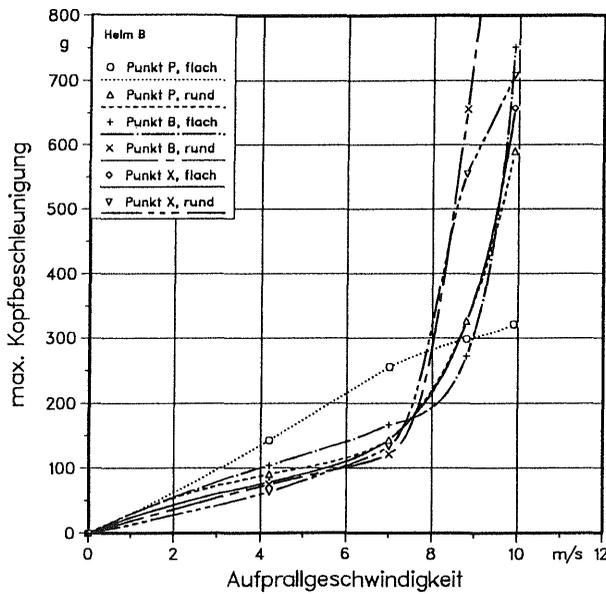


Bild 12: Fallversuche an Helm B

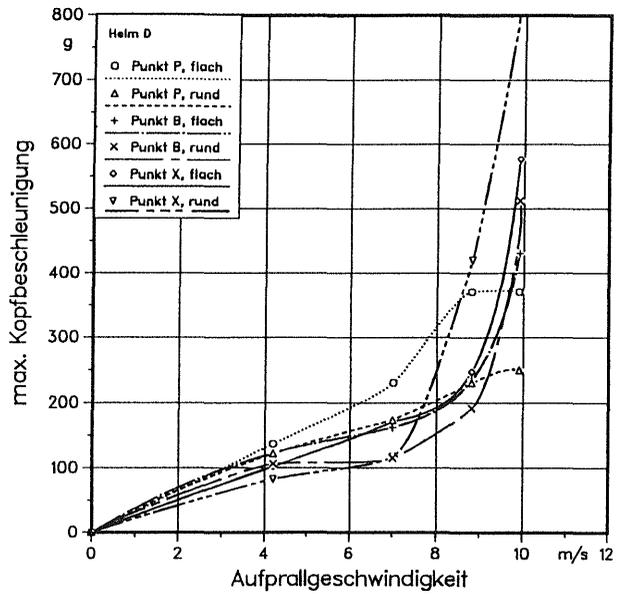


Bild 14: Fallversuche an Helm D

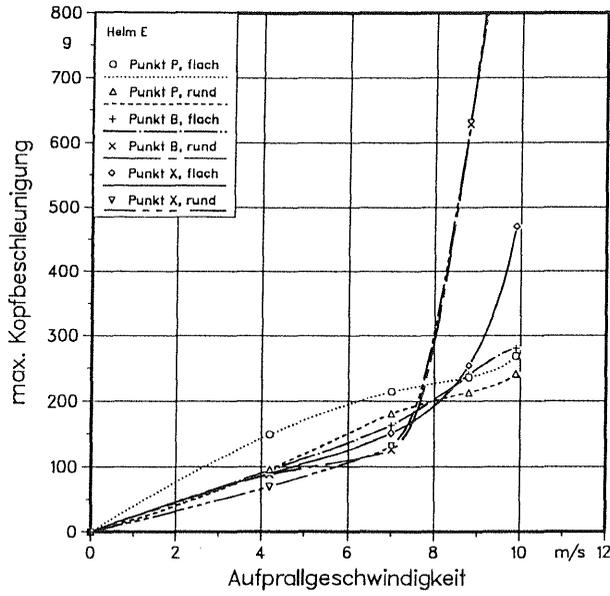


Bild 15: Fallversuche an Helm E

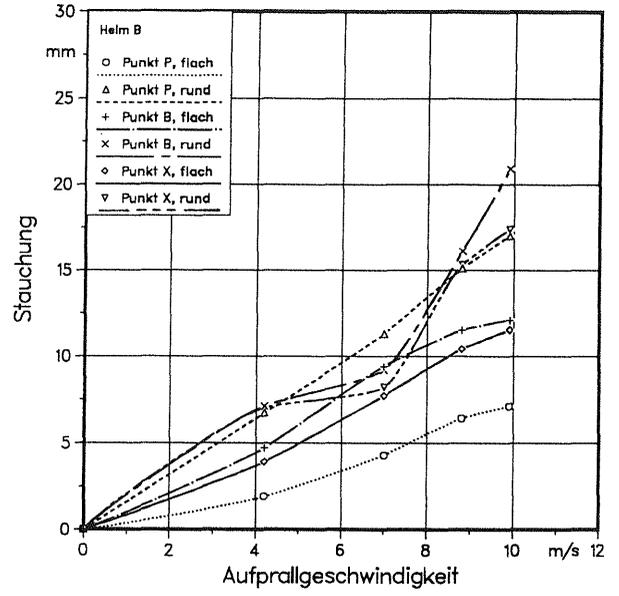


Bild 17: Stauchung am Polster von Helm B

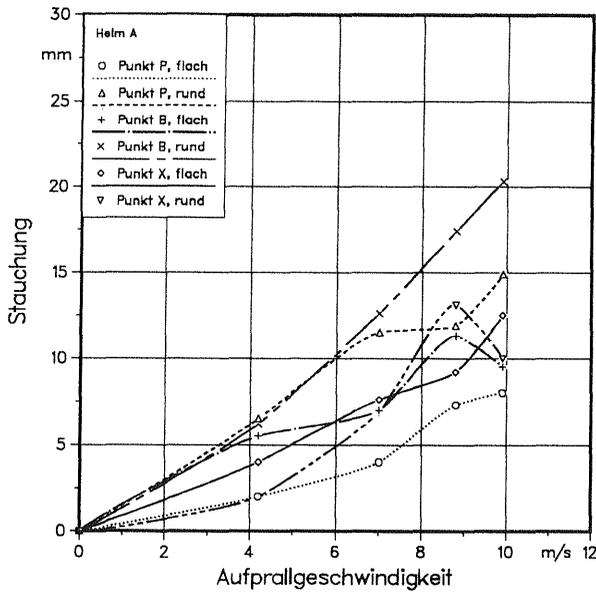


Bild 16: Stauchung am Polster von Helm A

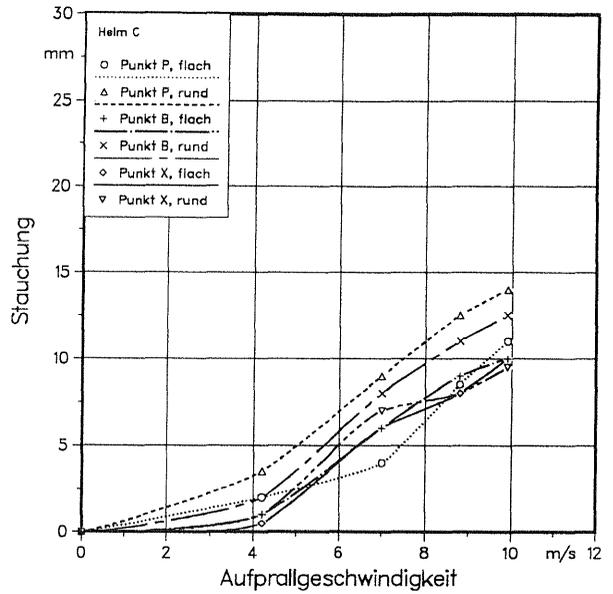


Bild 18: Stauchung am Polster von Helm C

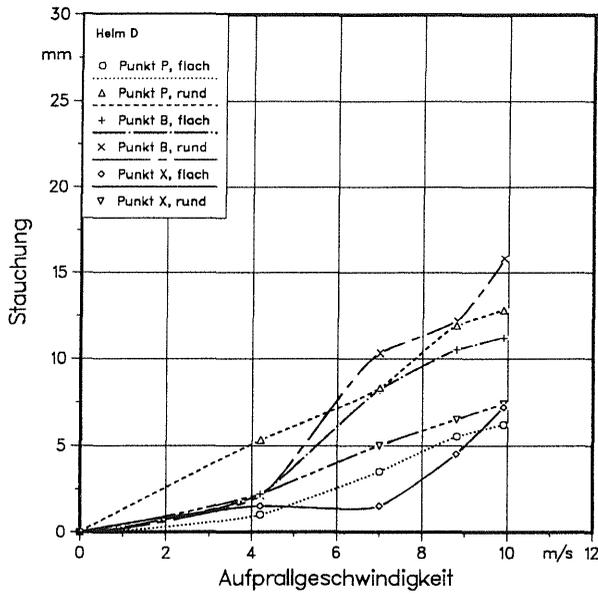


Bild 19: Stauchung am Polster von Helm D

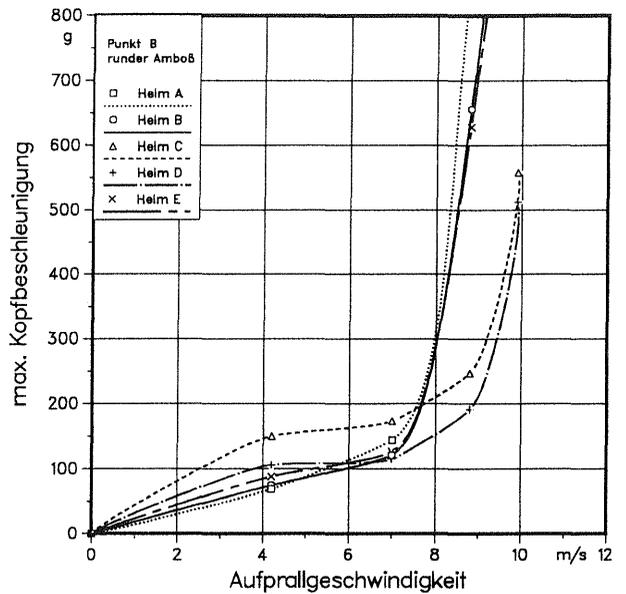


Bild 21: Vergleich der Helme A bis E im Fallversuch mit rundem Amboß

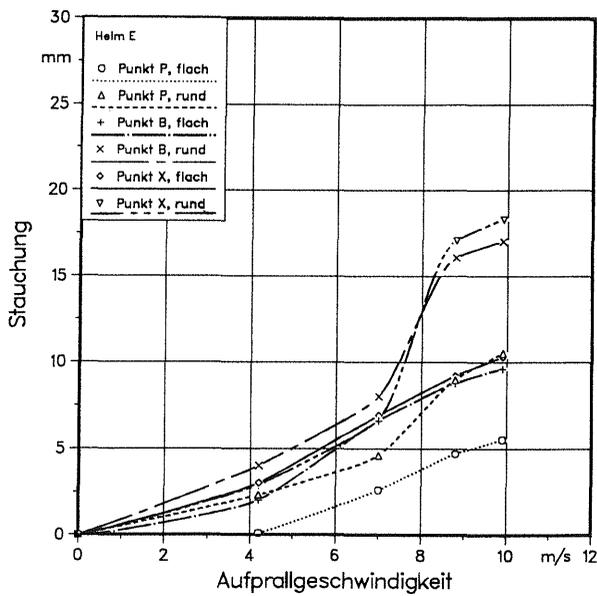


Bild 20: Stauchung am Polster von Helm E

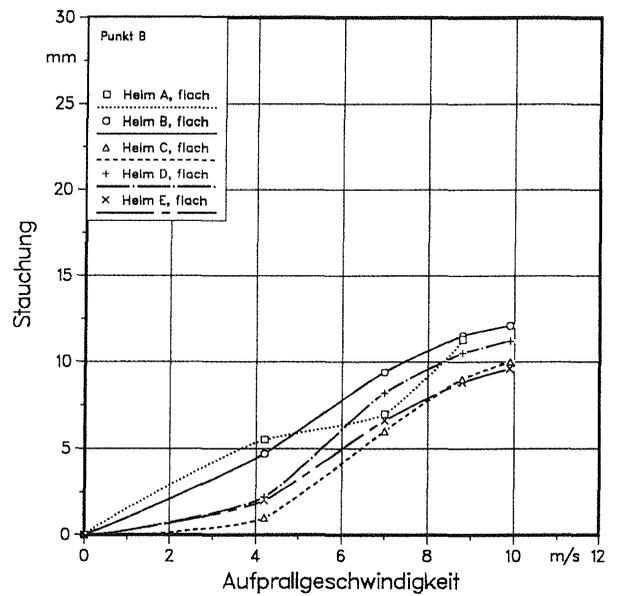


Bild 22: Stauchung im Punkt B, Helme A bis E flacher Amboß

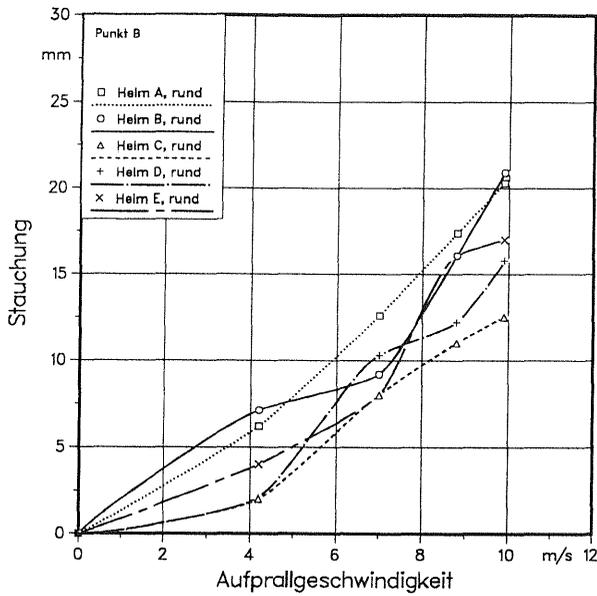


Bild 23: Stauchung im Punkt B, Helme A bis E runder Amboß

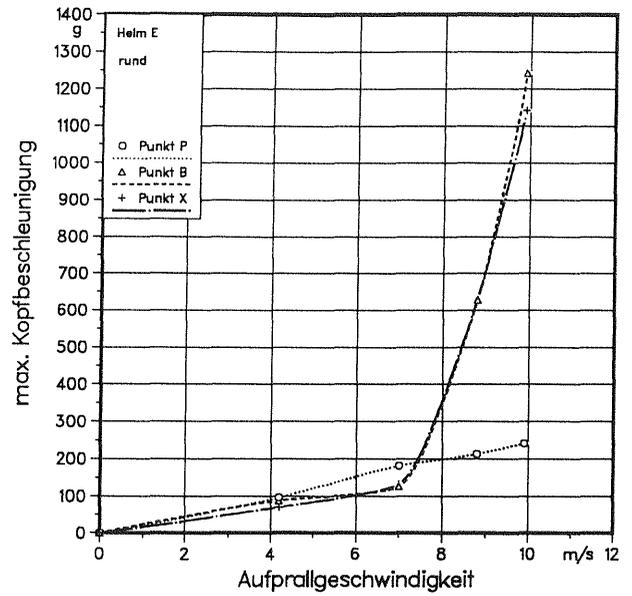


Bild 25: Vergleich der Schlagstellen, Helm E, runder Amboß

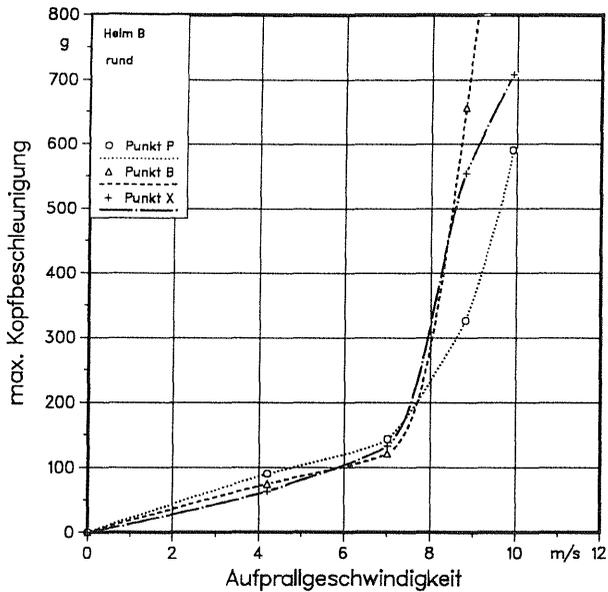


Bild 24: Vergleich der Schlagstellen, Helm B, runder Amboß

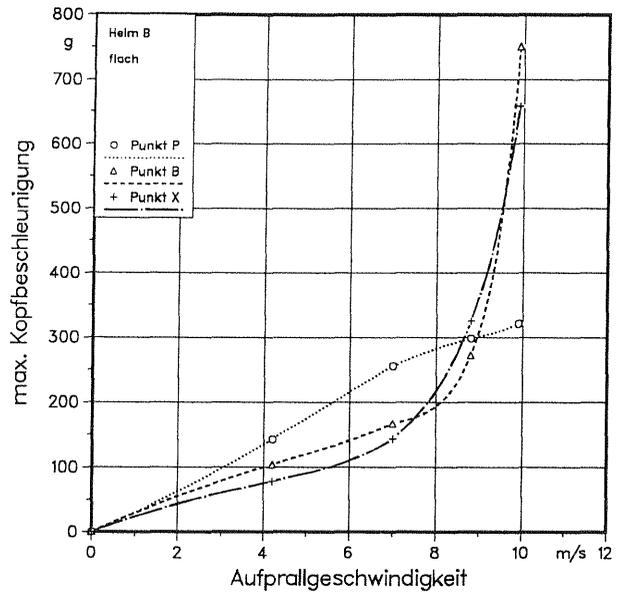


Bild 26: Vergleich der Schlagstellen, Helm B, flacher Amboß

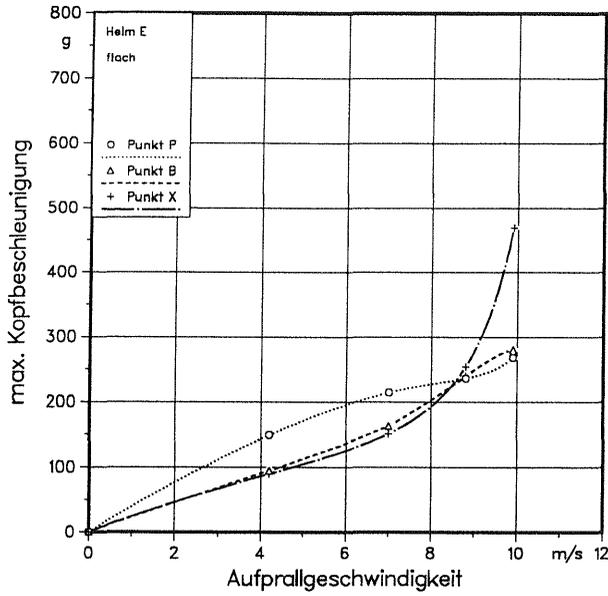


Bild 27: Vergleich der Schlagstellen, Helm E, flacher Amboß

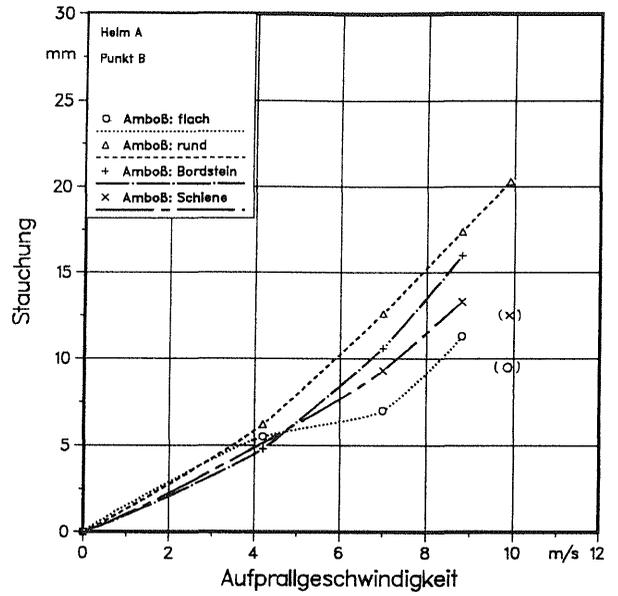


Bild 29: Vergleich der Stauchung bei verschiedenen Amboßformen Helm A, Schlagstelle B

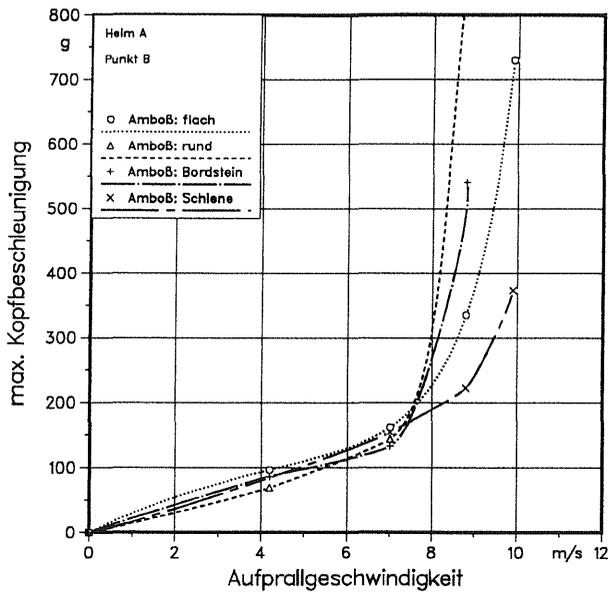


Bild 28: Vergleich der Amboßformen, Helm A, Schlagstelle B

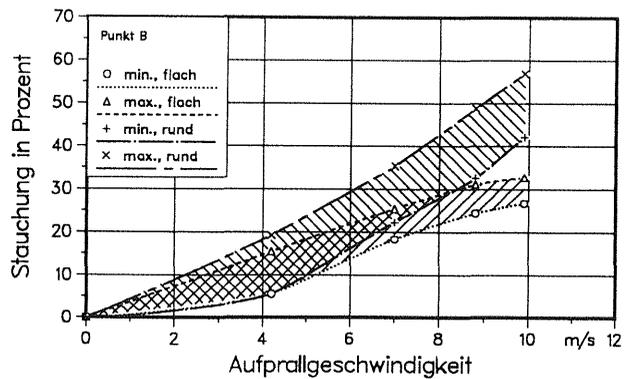
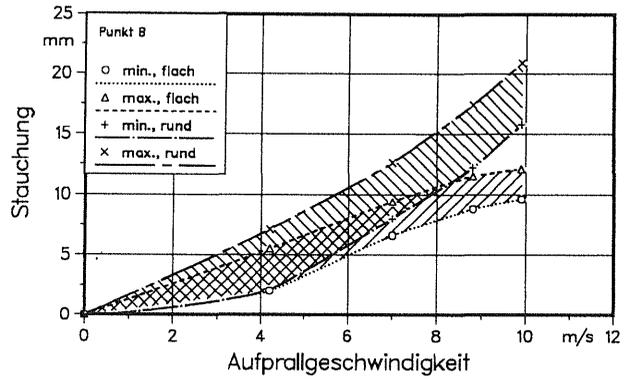


Bild 30: Streubereiche der Stauchung, Helme A bis E

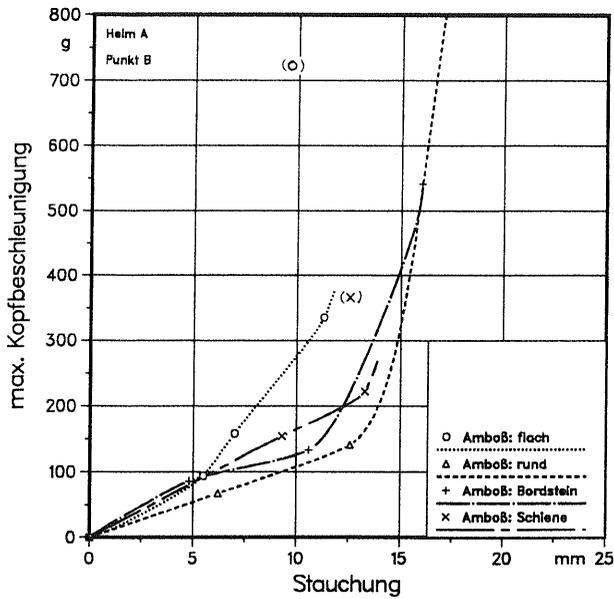


Bild 31: Beschleunigung und Stauchung bei Helm A, Aufschlagpunkt B

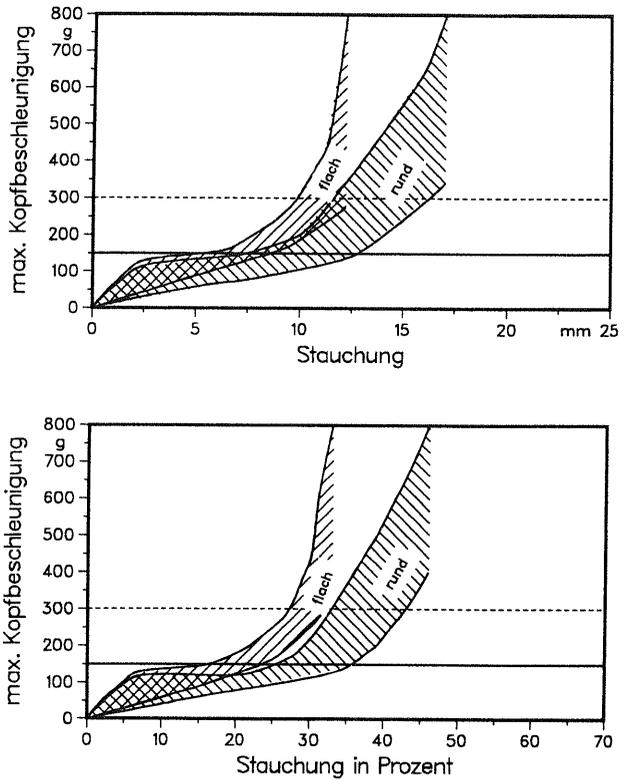
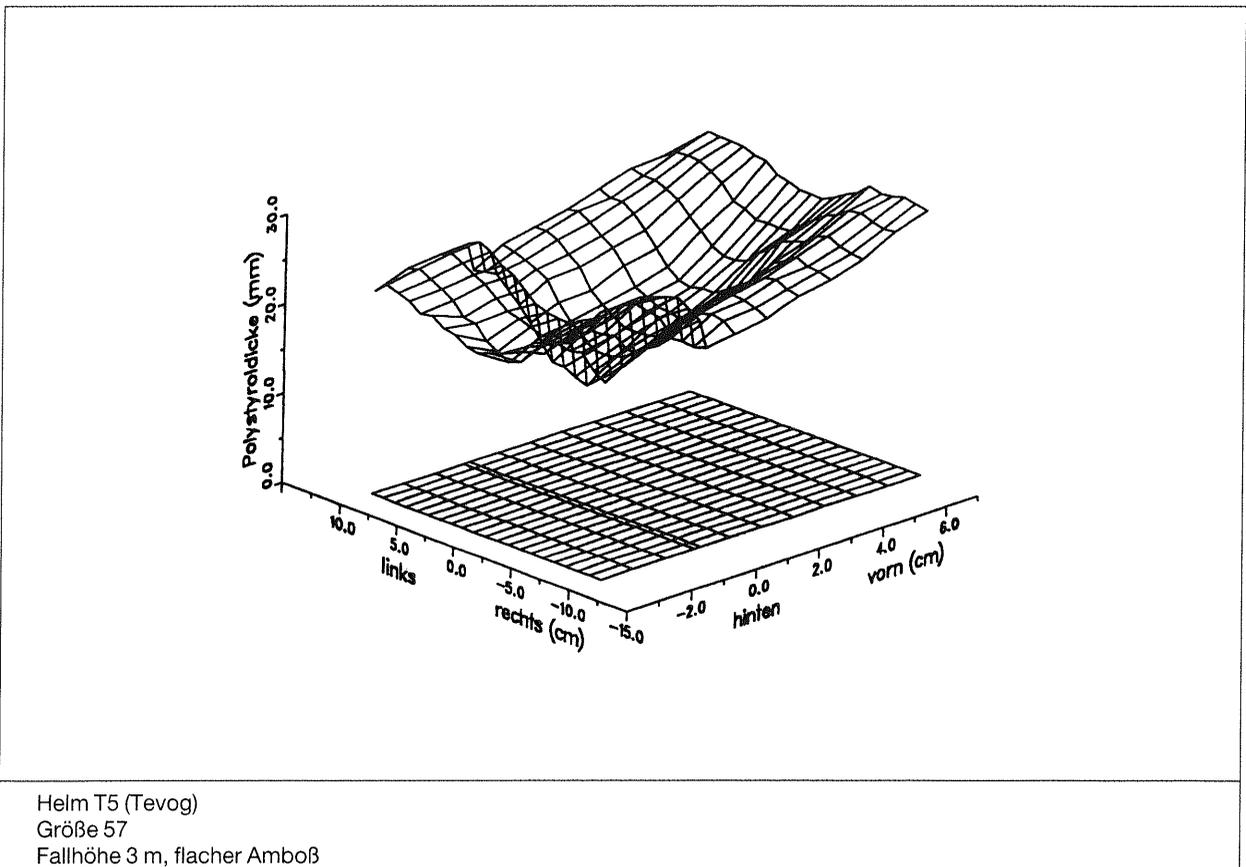
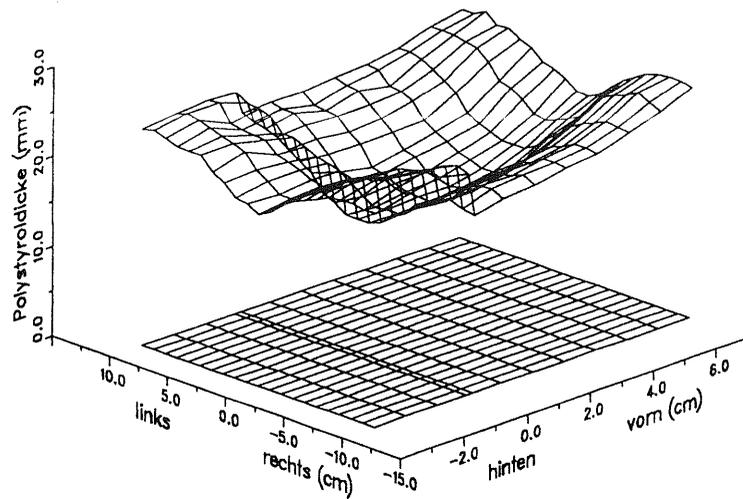


Bild 32: Streubereiche Beschleunigung/Stauchung, Helm A bis E, Schlagpunkt B



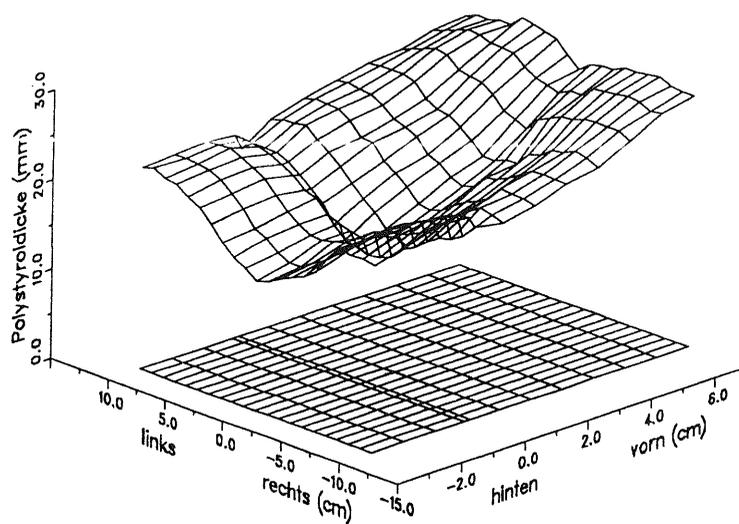
Helm T5 (Tevog)
Größe 57
Fallhöhe 3 m, flacher Amboß

Bild 33: Polsterverformung im Simulationsversuch



Helm T4 (Tevog)
Größe 57
Fallhöhe 4 m, flacher Amboß

Bild 34: Polsterverformung im Simulationsversuch



Helm T3 (Tevog)
Größe 57
Fallhöhe 2,5 m, Amboß: Schiene

Bild 35: Polsterverformung im Simulationsversuch

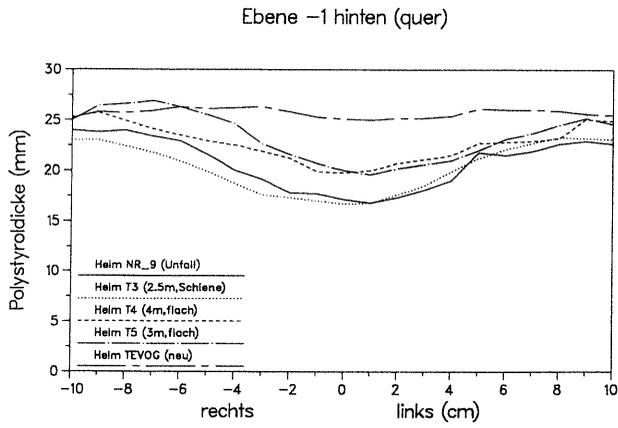


Bild 36: Polsterverformung im Simulationsversuch bei verschiedenen Fallbedingungen

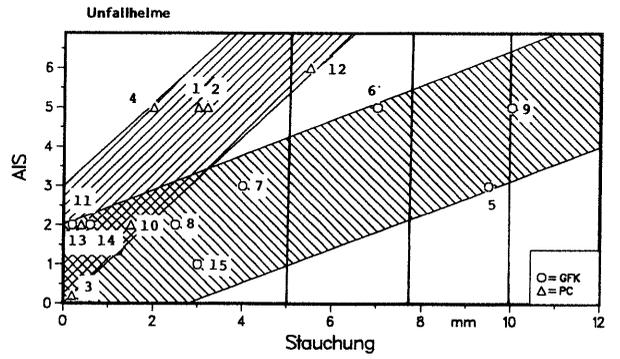
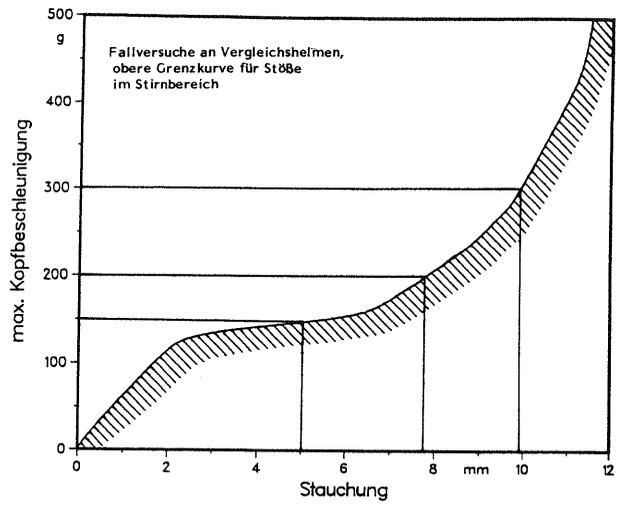


Bild 37: Verzögerungen, Stauchungen an Vergleichshelmen, AIS-Werte, Stauchungen an Unfallhelmen

[Teil B]

Kriterien für die Prüfung von Schutzhelmen für motorisierte Zweiradfahrer Literaturrecherche

Erich Schuler
Gundolf Beier
Wolfgang Spann
Institut für Rechtsmedizin
der Universität München

1 Anatomische Hinweise

1.1 Der Schädel

Das Skelett des Kopfes wird in Gesichtsschädel und Hirnschädel unterteilt. Der Gesichtsschädel umschließt die Mundhöhle und außerdem einen Teil der Nasen- und Augenhöhle, während der Hirnschädel das Gehirn und das Hörorgan enthält (siehe Abbildungen 1 a bis 1 e).

Der Gesichtsschädel

Der Gesichtsschädel besteht aus Oberkiefer (Maxilla), Gaumenbein (Os palatium), Jochbein (Os zygomaticum), Unterkiefer (Mandibula) und Zungenbein (Os hyoideum).

Der Hirnschädel

Das gewölbte Schädeldach besteht aus einer Anzahl platter Knochen. Es sind dies von vorn nach hinten: das Stirnbein (Os frontale), das Scheitelbein (Os parietale) und das Hinterhauptsbein (Os occipitale), während die Seitenwand vom Schläfenbein (Os temporale) gebildet wird. Außerdem unterscheidet man noch eine Anzahl kleinerer Knochen: das Tränenbein (Os lacrimale), das Nasenbein (Os nasale) und das Pflugscharbein (Vomer).

Das Schädeldach ist glatt, und die Knochen schließen mit Nähten aneinander. Die Schädelbasis wird durch die ersten vier der obengenannten Knochen und durch das Siebbein (Os ethmoidale) und das Keilbein (Os sphenoidale) gebildet. Das Siebbein verdankt seinen Namen zahlreichen Öffnungen, durch die die Riechnerven die Nasenhöhle verlassen. Die Schädelbasis enthält eine Anzahl von Öffnungen, durch die die Hirnnerven und Blutgefäße ziehen. Durch das Hinterhauptsloch (Foramen Magnum) stehen Gehirn und Rückenmark in Verbindung.

Wenn man die Schädelbasis von innen betrachtet, kann man drei Gebiete unterscheiden:

1. die vordere Schädelgrube, in deren Mitte das Siebbein und an deren Seiten das Stirnbein liegt. An der Rückseite wird diese Grube von den Flügeln des Keilbeins begrenzt.
2. die mittlere Schädelgrube. Der mittlere Teil besteht aus dem Türkensattel, einer Höhlung im Keilbein, in dem sich die Hirnanhangsdrüse (Hypophyse) befindet, während die Seiten von dem großen Keibeinflügel gebildet werden. Ein Teil des Schläfenbeins ist das Felsenbein, in dem das Hörorgan liegt.
3. die hintere Schädelgrube. Der Boden wird vom Hinterhauptsbein gebildet, die Seitenwände werden vom Felsenbein begrenzt.

1.2 Das Gehirn

Das Großhirn besteht aus zwei symmetrischen Hälften, den Hemisphären, die durch eine tiefe, längsverlaufende Furche voneinander getrennt sind. Die linke und die rechte Hälfte sind durch ein dickes Faserbündel, dem Balken, miteinander verbunden. Die Hemisphären werden außen von der Rinde bedeckt. Diese besteht aus mehreren Schichten dicht übereinander liegender Nervenzellen.

Makroskopisch kann das Großhirn in verschiedene Lappen unterteilt werden: den Stirnlappen (Lobus frontalis), den Scheitellappen (Lobus parietalis), den Hinterhauptsappen (Lobus occipitalis) und den Schläfenlappen (Lobus temporalis). Die beiden ersten werden durch die Zentralfurche (Sulcus centralis) getrennt. Im Gebiet des Stirnlappens, der vor der Zentralfurche liegt (vordere Zentralwindung = Gyrus praecentralis), liegen die Zentren für die Steuerung der Willkürbewegungen.

In der hinteren Zentralwindung (Gyrus postcentralis), die zum Scheitellappen gehört, kommen verschiedene Sinnesreize, wie Schmerz und Druckreize, zu Bewußtsein. Von vielen anderen Gebieten hat man ebenfalls die Funktion feststellen können.

1.3 Der Hirnstamm

Der Hirnstamm nimmt in bezug auf Großhirn, Kleinhirn und Rückenmark eine zentrale Position ein und hat einen komplizierten Bau. An der Außenseite findet man weiße Substanz und innen Gebiete, die aus grauer Substanz bestehen. Man unterscheidet von vorn nach hinten unten (d. h. von cranial nach caudal):

1. Das Zwischenhirn (Diencephalon) mit seinen wichtigsten Teilen, dem Thalamus und dem Hypothalamus. Letzterer ist das Koordinationszentrum des autonomen Teils des Nervensystems.
2. Das Mittelhirn (Mesencephalon); dieses enthält u. a. die colliculi superior und inferior, Zentren für Reflexe von Auge und Ohr.
3. Das Hinterhirn (Myelencephalon). Ein wichtiger Teil davon wird durch die sog. Brücke oder Pons gebildet. Diese ist ein Schaltzentrum für die Nervenfasern, die vom Großhirn zum Kleinhirn ziehen.

4. Das verlängerte Mark (Medulla oblongata), das an das Rückenmark grenzt und mit diesem, was die Organisation betrifft, viel gemeinsam hat. Ein großer Teil der Zentren, die von lebenswichtiger Bedeutung sind, liegen im Hirnstamm, wie etwa das Atemzentrum, das Zentrum für die Herzrhythmickeit usw. Man findet im Hirnstamm auch viele Hirnnervenkerne.

1.4 Das Kleinhirn

Das Kleinhirn oder cerebellum, das unter dem Hinterhauptlappen des Großhirnes liegt, weist an der Oberfläche zahlreiche parallel verlaufende Furchen auf. Es ist vor allem das Organ, das für die Koordination der Muskelaktivität verantwortlich ist.

1.5 Die Hirnhäute

Die weichen Hirnhäute, Pia mater und Arachnoidea encephali, überziehen die Oberfläche des Gehirns, aber in verschiedener Weise. Die Pia mater enthält die wesentlichen Blutgefäße des Gehirns und schmiegt sich dicht an seine Oberfläche an; die Arachnoidea, eine dünne, gefäßlose Membran, liegt an der harten Hirnhaut (Dura mater) an, von der sie durch einen engen Raum, dem Cavum subdurale, getrennt wird. Zwischen Pia und Arachnoidea liegt das von der Rückenmarksflüssigkeit (Liquor cerebrospinalis) erfüllte Cavum subarachnoideale. An mehreren Stellen entfernen sich Pia und Arachnoidea relativ weit voneinander; die auf diese Weise gebildeten Räume werden als Cisternae subarachnoideales bezeichnet.

Die harte Hirnhaut, Dura mater encephali, bedeckt die Innenfläche der Schädelhöhle und trägt zur Ernährung der Schädelknochen bei. Die Dura bildet eine Reihe von Septen oder Scheidewänden, welche frei in die Schädelhöhle hineinragen, nämlich: a. die Hirnssichel, Falx cerebri; b. das Kleinhirnzelt, Tentorium cerebelli, und c. die Kleinhirnsichel, Falx cerebelli.

1.6 Arterien und Venen des Gehirns

Jede Hirnhälfte wird im wesentlichen von zwei größeren Arterien versorgt, nämlich von der Arteria carotis interna (aus der A. carotis comm.) und der A. vertebralis (aus der A. subclavia). Die Arterien beider Hemisphären werden an der Basis durch den Circulus arteriosus cerebri zusammengeführt. Die Hauptarterien jeder Großhirnhemisphäre sind die vordere, mittlere und hintere Hirnschlagader, die des Kleinhirns die A. cerebelli posterior, die A. cerebelli inferior sowie die A. cerebelli superior.

Von den Venen des Gehirns sollen hier die Vv. cerebri sup. erwähnt werden; meist 12–15 an der Zahl, sammeln sie das Blut von der Oberfläche der Hemisphären und münden in den oberen Längsblutleiter oder auch dessen seitliche Ausbuchtungen (Lacunae laterales). Diese Venen „überbrücken“ bei der Einmündung den Raum zwischen Hirnoberfläche und Sinus sagittalis superior (großer Blutleiter der harten Hirnhaut, der unter der Mittellinie des Schädeldaches von vorn nach hinten zieht) und werden auch als „Brückenvenen“ (engl. „bridging veins“) bezeichnet. Reißt eine solche Vene bei einer Schädelverletzung ab, so blutet es in den Subduralraum, und es entsteht ein subdurales Hämatom. Für letztere Verletzungsart gibt es aber auch andere Entstehungsmechanismen.

2 Beschreibung und Klassifizierung der Kopfverletzungen

Im Hinblick auf das Bestreben einer Optimierung des Kopfschutzes für Kraftradfahrer ist das Verständnis der Biomechanik der Schädel-Hirn-Traumen (SHT) eine notwendige Voraussetzung. Durch vertretbare konstruktive Maßnahmen am Schutzhelm kann sicherlich nicht erreicht werden, daß Kopfverletzungen bei jeder, im realen Unfallgeschehen auftretenden biomechanischen Belastung verhindert werden, so daß letztlich zu entscheiden und zu ermitteln ist,

1. welche Verletzungsarten sollen verhindert oder gemindert werden und
2. wie entstehen diese Verletzungen.

Die Beantwortung dieser Fragen kann, einem Vorschlag von Gennarelli folgend, schrittweise folgendermaßen angestrebt werden (nach 5.1.3 und 5.1.8):

1. Erfassung der vorkommenden SHT, ihre Häufigkeit, sowie deren Ursachen und Relevanz in bezug auf Dauerfolgen oder einen tödlichen Ausgang
2. Ermittlung der Entstehungsmechanismen für jede einzelne Verletzung unter Zuhilfenahme geeigneter Modelle
3. Bestimmung der Toleranzgrenzen des menschlichen Gehirnes für jede Verletzungsart
4. Bewertung der genauen Reaktionsmechanismen des Gehirnes nach einem Trauma, vor allem ob sie reversibler oder irreversibler Art sind.

In Anlehnung an dieses Schema soll im folgenden die Beschreibung und Klassifizierung der Schädelhirntraumen nach ärztlichen und biomechanischen Gesichtspunkten durchgeführt werden.

Im Hinblick auf die Bewertung der Entstehungsmechanismen ist zunächst die Kenntnis der vorkommenden Verletzungsarten erforderlich, nach Möglichkeit auch deren Häufigkeit und nicht zuletzt auch deren Relevanz hinsichtlich der Dauerfolgen und der Mortalitätsrate.

In klinischer Hinsicht ist primär die Einteilung der Schädel-Hirn-Verletzungen nach dem Erstbefund von Bedeutung, die im deutschen Sprachgebrauch üblicherweise entsprechend Tabelle 1 vorgenommen wird.

I.	Verletzungen der Kopfschwarte
II.	Frakturen des Gesichtsschädels
III.	Frakturen des Hirnschädels: <ol style="list-style-type: none"> 1. Frakturen des Schädeldaches 2. Frakturen der Schädelbasis 3. Frakturen mit Beteiligung der pneumatischen Räume (Leitsymptome: Liquorausfluß, Pneumatozele)
IV.	Direkte und indirekte Hirnschädigungen <ol style="list-style-type: none"> 1. Gedeckte Hirnschädigungen <ul style="list-style-type: none"> – Commotio cerebri – Contusio cerebri – Compressio cerebri 2. Offene Hirnverletzungen (Kriterium: Dura-Verletzung)
V.	Direkte und indirekte Traumafolgen <ul style="list-style-type: none"> – Hirnödem (Schwellung) und Hirndruck – zentrale Fettembolie – Verletzungen und Erkrankungen der Hirngefäße – Hirnnervenverletzungen – entzündliche Komplikationen – posttraumatische Epilepsie – Mittelhirnsyndrom u. a.

Tabelle 1: Klinische Einteilung der Kopfverletzungen

Von den aufgeführten Verletzungstypen kommt, wie im folgenden noch begründet wird, den gedeckten Hirnschädigungen eine besondere Bedeutung zu, so daß eine gesonderte Betrachtung angebracht erscheint:

Commotio cerebri, die „Gehirnerschütterung“; sie wird nicht von einer faßbaren groborganischen Läsion

des Gehirns begleitet; keine Dauersymptome; keine neurologischen Ausfälle.

Hauptsymptome: Bewußtseinsstörung (meist kurz), häufig retrograde Amnesie, Erbrechen, später postcommotionelle Beschwerden wie Kopfschmerzen, Schwindel, Konzentrations- und Gedächtnisstörungen.

Contusio cerebri, die Hirnquetschung; es liegt eine morphologisch faßbare Schädigung der Hirnsubstanz vor; häufig verursacht durch ein Inertialtrauma, bei welchem das Gehirn eine Rotationsbewegung im Schädel ausführt; bei nahezu jeder Contusio tritt Blut in den Subarachnoidalraum aus (Subarachnoidale Hämatome).

Hauptsymptome: meist sofortige Bewußtlosigkeit von unterschiedlicher Dauer (Minuten bis Jahre), neurologische Ausfälle wie Halbseitenlähmung, Aphasie (Sprachstörungen), Anosmie (Störungen des Geruchssinnes); später fokale oder generalisierte epileptische Anfälle und psychoorganische Veränderungen, z. B. Antriebs-, Gedächtnis-, Intellektstörungen.

Compressio cerebri; hier handelt es sich um posttraumatische, intracraniale, raumfordernde Prozesse, zumeist Hirngewebe verdrängende epi-, subdurale oder intracerebrale Hämatome.

Hauptsymptome: intracraniale Massenverschiebung mit zunehmender Verlagerung von Teilen des Temporallappens in den Tentoriumschlitz und nachfolgender Kompression des gleichseitigen Nervus oculomotorius (Sehnerv) und des Mittelhirns. Folge ist zunehmende Bewußtseinstörung mit Erweiterung und Lichtschwäche der ipsilateralen Pupille.

In Tabelle 2 werden die oben aufgezeigten klinischen Befunde anatomisch zugeordnet, mit dem Hinweis auf die jeweiligen Entstehungsmechanismen und die möglichen Komplikationen und Gefahren. In dieser Darstellung kommt zum Ausdruck, daß Schädelbrüche – für sich gesehen – primär keine Gefahr bedeuten und Komplikationen sekundärer Natur sind. Auch die am häufigsten auftretende Commotio cerebri (Erschütterung des Großhirns) ist in der Regel komplikations- und gefahrlos.

Die in Tabelle 2 vorgenommene Einschätzung der Gefahr bzw. Verletzungsschwere (gekennzeichnet durch die Anzahl der + Zeichen) hat Ähnlichkeit mit der AIS-Bewertung (Abbreviated Injury Scale), soll jedoch mehr die Rangordnung der einzelnen Verletzungstypen aufzeigen und im Gegensatz zur AIS-

Skala noch nicht so sehr Kriterien wie Behandlungsdauer und Wahrscheinlichkeit von Dauerschäden und somit auch Abstufungen des Schweregrades für einen bestimmten Verletzungstyp berücksichtigen.

Anat. Lokalis.	Verletzung	Komplikation	Gefahr*
Kopfschwarte	Schürfung	Blutung	(+)
	Riß-Quetschw.	Infektion	(+)
	Skalpierung	Verblutung	+
Schädel	Haarbruch	Blutung	(+)
	Berstungsbr.	Infektion	(+)
	Biegungsbr.	dito	(+)
	Berst/Biegbr.	dito	(+)
	Terrassenbr.	dito	(+)
	Lochbruch	dito	(+)
	Basisbeteil.	Blutung	++
	Ringbruch	Infektion	++
Harte Hirnhaut (Dura mater)	Riß	Blutung	++
Weiche Hirnhaut (Pia mater)	Riß	Blutung	++
Großhirn	Erschütterung	---	-
	Prellung	Blutung	++
	Quetschung	Schwellung	+++
	Zerreißung (Lazeration)	Blutung Axonschäd.	++++ ++++
	Hirnstamm	Erschütterung	Dysfunktion
Prellung		Blutung	++++
Quetschung		dito	+++++
Zerreißung		dito	+++++
Kleinhirn	Erschütterung	(Dysfunktion)	(+?)
	Prellung	Dysfunktion	++
	Quetschung	Blutung	+++
	Zerreißung	Dysf./Bltg.	++++
Rückenmark	Erschütterung	Dysfunktion	(+)
	Prellung	Dysfunktion	++
	Quetschung	Blutung	+++
	Zerreißung	Dysf./Bltg.	+++++
Hirngefäße	Zerrung	Thrombose	++/+++
	Zerreißung	Blutung	++++

* Erklärung siehe Text

Tabelle 2: Art, Schwere und Gefahren von SHT

In der abgekürzten Verletzungsskala AIS werden in bezug auf die Kopfregeion die Verletzungsbeschreibungen zweigeteilt: 1. knöcherner Schädel und Gehirn; 2. Ohr, Auge und Gesicht. Die Codierung von Verletzungen des knöchernen Schädels und des Gehirns erfolgt nach folgendem Schema:

1. Schädelverletzungen
2. anatomisch faßbare Läsionen
3. anatomisch nicht faßbare Verletzungen.

Die Codierung der Verletzungsschwere ist in der Regel problemlos, wenn Schädelverletzungen und anatomisch faßbare Läsionen durch objektive Befunde belegt sind, z. B. durch Röntgenaufnahmen oder Computertomogramme. Anhand einer rein klinischen Diagnose ohne die angesprochenen, meist sehr aufwendigen Spezialuntersuchungen, wie man sie bei der Auswertung von Krankenunterlagen meist zur Verfügung hat, kann jedoch nicht auf die Existenz bzw. die Nicht-Existenz einer anatomisch faßbaren Läsion, z. B. auf eine Contusio cerebri, geschlossen werden. In diesen Fällen ergibt sich das Problem der Bestimmung des Verletzungstyps, d. h. ob eine nicht objektivierbare anatomisch faßbare Contusio oder eine nicht faßbare Commotio vorgelegen hat. Gemäß der AIS soll in diesen Fällen die Codierung nach dem Grad des Bewußtseinsverlustes erfolgen, und zwar folgendermaßen:

AIS 1 keine Bewußtlosigkeit, Schwindel oder Kopfschmerzen

AIS 2 Bewußtlosigkeit weniger als 15 Minuten

AIS 3 15–59 Minuten

AIS 4 1–24 Stunden

AIS 5 über 24 Stunden.

Die ärztliche Diagnose „Commotio cerebri“ ist definitionsgemäß in die Kategorie AIS 2 einzustufen, wobei allerdings bei diesem Verletzungstyp die Dauer der Bewußtlosigkeit 15 Minuten überschreiten kann, d. h. nach obigem Schema entspräche dies mindestens AIS 3. Eine „Contusio cerebri“ ist dagegen mit mindestens AIS 3 zu bewerten, obwohl hierbei die Bewußtlosigkeit weniger als 15 Minuten andauern kann. Schließlich kommt noch dazu, daß Commotio und Contusio häufig kombiniert auftreten. Diese möglichen Unsicherheiten in der Bestimmung des Verletzungstyps und der AIS-Wertung können somit bei klinischen Fällen mit „leichteren“ Schädelhirntraumen AIS 2 und AIS 3 vorliegen.

In der englischsprachigen Literatur, die in neuerer Zeit geprägt ist von den Autoren Unterharnscheidt, Ommaya und Gennarelli, werden primäre Kopfverletzungen nach dem Schema in Tabelle 3 eingeteilt. Diese Beschreibung der SHT unterscheidet sich etwas zu der oben dargelegten und ist bereits mehr auf die Biomechanik der Entstehungsursachen ausgerichtet. Da die neuere Literatur zur Biomechanik der Kopfverletzungen zum größten Teil aus dem angloamerikanischen Bereich stammt und sich auf die Klassifizierung in Tabelle 3 bezieht, ist deren Kenntnis erforderlich. In Tabelle 3 werden

deshalb neben den deutschen Bezeichnungen auch die englischen Bezeichnungen aufgeführt, falls sie nicht direkt übersetzbar sind. Unterschiede zu der oben dargelegten klinischen Einteilung bestehen bei der Gehirnerschütterung, wo zwei Schweregrade unterschieden werden, nämlich die „mild concussion“ und „classical concussion“. Letztere entspricht der *Comotio cerebri* (mindestens AIS 2), während die „mild concussion“ oben nicht berücksichtigt wird. Es handelt sich hierbei um eine leichte Gehirnerschütterung ohne Bewußtlosigkeit mit Schwindel oder Kopfschmerzen (AIS 1). Im deutschen Sprachgebrauch wird dieser Verletzungstyp als „Schädelprellung“ bezeichnet und stellt strenggenommen noch kein SHT dar. Fokale Kontusionen und diffuse Axon-Verletzungen sind primär als eine *Contusio* anzusehen, können aber auch das Erscheinungsbild einer *Compressio* zeigen, wenn es sich beispielsweise um Kontusionen mit Blutungen und Ödembildung (Hirnschwellung) handelt.

- | |
|--|
| <p>1. Schädelfrakturen:</p> <p>a) linear</p> <p>b) Impression (depressed)</p> <p>c) basilar</p> <p>2. Fokale Verletzungen des Gehirns</p> <p>Kontusionen</p> <p>Coup</p> <p>Contre-Coup (Gegenprellungsherd)</p> <p>zentral (intermediate Coup)</p> <p>Hämatome</p> <p>epidural</p> <p>subdural</p> <p>intracerebral</p> <p>3. Diffuse Verletzungen des Gehirns</p> <p>Comotio (Concussion)*</p> <p>Schädelprellung (mild)</p> <p>klassisch</p> <p>Diffuse Axon-Verletzung</p> <p>leicht (mild)</p> <p>mäßig (moderate)</p> <p>schwer (severe)</p> |
|--|

* Unterschiedliche Klassifizierung in der deutschen und anglo-amerikanischen Literatur (siehe Text)

Tabelle 3: Primäre Kopfverletzungen nach Gennarelli

3 Biomechanik der Schädelhirntraumen

3.1 Allgemeine Kriterien

Für die oben aufgezeigten SHT sind die verantwortlichen biomechanischen Belastungen vielfältiger

und komplexer Natur. Sie können entweder langfristig sein (statisch) oder, was wesentlich häufiger auftritt, kurzzeitig (dynamisch). Statische Belastung bedeutet, daß die Krafteinwirkung graduell erfolgt, gewöhnlich 200 ms oder länger dauert. Bei Krafteradunfällen kommt diese Art der Belastung selten vor, und dann nur in extremen Situationen, z. B. bei einem Überrollen des Kopfes durch einen Kfz-Reifen. Da in diesen Fällen der Helm, auch wenn er noch so optimal ausgelegt ist, keine Schutzwirkung bieten kann, soll im folgenden die statische Belastung nicht näher betrachtet werden.

In der Regel ist der Kopf eines Helmträgers einer dynamischen Belastung ausgesetzt, bei der die einwirkenden Kräfte weniger als 200 ms andauern, in den meisten Fällen weniger als 50 ms. Physikalisch gesehen sind dabei zwei grundlegende Mechanismen zu unterscheiden, nämlich Kontakt und Akzeleration. Kontaktverletzungen erfordern einen Kopfanprall, unabhängig davon, ob nachfolgend eine Kopfbewegung auftritt oder nicht. Akzelerationsverletzungen oder Inertialtraumen entstehen bei heftiger Bewegung des Kopfes, unabhängig davon, ob die Bewegung direkt (Anprall) oder indirekt herbeigeführt wird. Mechanistisch können damit die in Tabelle 4 dargestellten Verletzungstypen definiert werden (Gennarelli 1985).

Kontaktverletzungen werden im allgemeinen durch Kräfte, die während des Kopfanpralls auftreten, verursacht. Diese Läsionen resultieren einzig auf Kontakt-Phänomenen und haben nichts mit einer Bewegung bzw. Beschleunigung des Kopfes zu tun. Da jedoch ein Anprall meist eine Bewegung des Kopfes mit sich bringt, treten diese Verletzungen klinisch selten isoliert auf, sondern häufiger in Verbindung mit Akzelerationstraumen. Kontaktkräfte verursachen fokale Verletzungen, während diffuse Hirnläsionen Akzelerations- (Inertial) Verletzungen darstellen.

Kontaktverletzungen besitzen die Besonderheit, daß sie entweder lokal, d. h. im Bereich der Anprallstelle, und/oder auch entfernt davon (engl. remote) auftreten können.

Akzelerations- oder Inertial-Verletzungen entstehen bei einer Beschleunigung oder Verzögerung des Kopfes, sei es direkt in Verbindung mit einem Kopfanprall oder indirekt ohne Kopfanprall. Da Beschleunigung und Verzögerung physikalisch gesehen identisch sind, wird im folgenden dafür der Begriff Akzeleration verwendet. Der Typ des Inertialtraumas wird bestimmt durch die Art der Akzelerations-

- | |
|---|
| <p>1. Kontaktverletzungen (Kopfanprall notwendig, Bewegung nicht notwendig):
Schädeldeformationsverletzungen:
lokal:
 Schädelfrakturen linear, „depressed“)
 Epidurale Hämatome
 Coup-Kontusionen
entfernt (remote):
 Schädeldach- und Basisfrakturen
 Contre Coup-Kontusionen
 Intracerebrale Hämatome</p> <p>2. Akzelerations-/ Inertialverletzungen (Kopfanprall nicht notwendig, Bewegung notwendig)
Oberflächen-Belastung (Surface Strain)
 Subdurale Hämatome (A,T)*
 Contre Coup-Kontusionen (A,T)*
 „Intermediate (innere)“ Coup-Kontusion (A,T)*
Innere Belastung (Deep Strain)
 Comotio Syndrom (A)*
 Diffuse Axon-Verletzung (A)*</p> |
|---|

*A = Angulare Akzeleration,

*T = Translatorische Akzeleration

Tabelle 4: Mechanistische Typen von Kopfverletzungen

tion, durch deren Höhe, der Bewegungsrichtung des Kopfes und der Einwirkzeit. Hierbei sind drei Arten von Akzelerationen zu unterscheiden:

1. translatorisch (Schwerpunktsbewegung des Kopfes)
 2. rotatorisch (Drehbewegung relativ zu einer Achse durch den Schwerpunkt)
- und
3. angular (translatorisch und rotatorisch kombiniert).

Aufgrund der Kopf-Hals-Anatomie ist davon auszugehen, daß rein translatorische oder rein rotatorische Akzelerationen in der Realität höchst selten auftreten, d. h. in der Regel sind diese angular. Allerdings bestimmt die momentane Lage der Drehachse in bezug auf die Halswirbelsäule, ob die translatorische oder die rotatorische Komponente überwiegt. Dies ist wiederum wesentlich für den zu erwartenden Verletzungstyp, da es sich beispielsweise gezeigt hat, daß eine Comotio bei translatorischer Akzeleration nicht auftritt, dagegen bestimmte fokale Verletzungen, z. B. intracerebrale und subdurale Hämatome.

In biomechanischer Hinsicht sind somit folgende Mechanismen für die verschiedenen SHT in Betracht zu ziehen:

1. Frakturen:
 lokal: Biegung (Impression)
 entfernt: Berstung, Stoßwellen.
2. Hirnläsionen:
 - a) direkte Hirnquetschung durch Schädeldeformation und/oder Kontakt-Bereich der Anprallstelle
 - b) indirekte Hirnquetschung, hervorgerufen durch Unterdruck gegenüber der Anprallstelle
 - c) Hirnquetschungen durch Relativbewegung des Gehirns an rauhen und irregulär geformten Knochenstrukturen
 - d) Hirn- und Rückenmarks-Verformungen als Folge von Druckgradienten und Bewegungen relativ zum Schädel, mit Zugbelastung des Gewebes
 - e) Subdurale Hämatome durch Bewegung des Gehirns relativ zur umgebenden Hirnhaut mit Zerreißen von verbundenen Blutgefäßen.

Mechanische Schädigungen des Gehirnes können demzufolge auf Druck (Compression)-, Zug (Tension)- und Scher (Shear)- Belastungen zurückgeführt werden.

Welche der aufgeführten Belastungsarten für die spezifischen Verletzungstypen anzunehmen sind, wird im folgenden Abschnitt dargestellt.

3.2 Spezifische Kopfverletzungen: Mechanismen, Häufigkeit, Mortalitätsrate und AIS-Bewertung

In diesem Abschnitt werden Verletzungstypen dargestellt, die erfahrungsgemäß bei der Untersuchung von Kraffradunfällen von Bedeutung sind. Der jeweilige Stellenwert der Kopfverletzung, gekennzeichnet durch die klinische Häufigkeit, die Mortalitätsrate (Anzahl der Todesfälle bei vorliegender Verletzung); der Schweregrad nach der AIS-Bewertung sowie die zugrundeliegenden Mechanismen werden, soweit bekannt, angegeben.

3.2.1 Verletzungen der Kopfhaut

Weichteilläsionen der Kopfhaut sind im wesentlichen Prellungen, Schürfungen, Riß-Quetschwunden und in Extremfällen Skalpierungen. Da diese Verletzungen als Begleitverletzung eines SHT in der Mehrzahl der Fälle sicherlich von untergeordneter Bedeutung sind, sind Angaben über die Häufigkeit und Mortalitätsrate nicht verfügbar. Allerdings darf die Bedeutung der Verletzung nicht unterschätzt werden. Da die Venen der Kopfschwarte mit denen des Knochens und Gehirns zusammenhängen,

kann die Infektion einer Wunde verhängnisvolle Folgen haben. Der Schweregrad ist in der Regel mit AIS 1 zu bewerten, bei ausgedehnten Weichteilläsionen auch mit AIS 2.

3.2.2 Schädelfrakturen

Lineare Frakturen sind auf Kontaktkräfte im Rahmen eines Anpralles zurückzuführen. Trägheitskräfte spielen hier keine Rolle. Eine lineare Fraktur wird durch einen Anprall gegen einen flächigen Gegenstand verursacht, der genügend groß ist, damit eine Impression am Schädel nicht stattfindet und genügend klein, daß die Kontaktkräfte nicht zu sehr über den gesamten Kopf verteilt werden (was der Helm bewirken soll). Akzelerationsverletzungen können überlagert sein, wenn in Verbindung mit dem Anprall eine hinreichende Kopfbewegung auftritt.

Impressionsfrakturen (engl. depressed fracture) entstehen bei kleiner Anprallfläche, was bedeutet, daß die Kontaktphänomene eng umgrenzter sind, mit der Möglichkeit, Impressionen am Schädelknochen zu erzeugen.

Basisfrakturen sind eine „entfernte“ (remote) Auswirkung eines Anpralles gegen den Schädel. Stoßwellen, die von der Anstoßstelle ausgehen oder anstoßbedingte Deformationen des Schädels sind dafür verantwortlich.

Für sich gesehen ist ein linearer Schädelbruch eine komplikationslose Verletzung. Die Prognose ist jedoch ernst zu stellen, wenn das Gehirn mitverletzt wird oder eine offene Fraktur vorliegt. Bei diesen Fällen ist die klinische Häufigkeit und die Mortalitätsrate durch die Hirnverletzung bestimmt, so daß in bezug auf die Fraktur keine Daten verfügbar sind.

In den USA wird die Häufigkeit von Impressionsfrakturen auf 20 pro 1 000 000 Personen pro Jahr eingeschätzt, mit einer Mortalitätsrate von 11 %. Für Verletzte, die operiert werden müssen, beträgt die Mortalitätsrate 1 bis 2 %; treten jedoch Komplikationen auf (Infektionen aller Art, intracranielle Hämatome, Verletzung eines größeren Blutleiters), dann erhöht sich diese auf etwa 8 bis 10 %.

Die klinische Häufigkeit von Basisfrakturen bei Patienten mit schweren Kopfverletzungen wird auf 3,5 bis 24 % geschätzt. Die Mortalitätsrate beträgt bis 20 % und darüber, vor allem, wenn Komplikationen (Infektionen) auftreten. Es versteht sich, daß dieser hohe Prozentwert weitaus mehr auf die begleitenden Verletzungen des Gehirns und auf die aufgetre-

tenen Komplikationen zurückzuführen ist als auf die Fraktur selbst.

Die Wahrscheinlichkeit von Dauerfolgen – z. B. eine posttraumatische Epilepsie – hängt ebenfalls von der Art und dem Ausmaß der Gehirnschädigung ab.

Bei schwerverletzten und getöteten Kraftradfahrern werden Schädelfrakturen mit folgenden Häufigkeiten beobachtet (Beier, Schuller, Spann 1985):

Schädeldach 4 % (mit Helm), 31 % (ohne Helm)
Schädelbasis 6 % (mit Helm), 29 % (ohne Helm).

In der AIS-Skala sind Schädeldachfrakturen in der Regel mit AIS 2 zu bewerten, AIS 3 und AIS 4 sind für sehr komplexe und ausgedehnte Brüche vorgesehen. Basisfrakturen gehören meist in die Kategorie AIS 3, bei besonders ausgedehnten Schädigungen auch zu AIS 4. Bei sehr ausgedehnten Schädelbrüchen werden aber meist die Gehirnläsionen ausschlaggebend für die Verletzungsschwere sein.

3.2.3 Epidurale Hämatome

Epidurale Hämatome sind, wie Schädelfrakturen, nicht auf Akzelerationen zurückzuführen. Vielmehr entstehen Gefäßzerreißen über der harten Hirnhaut aufgrund einer anstoßbedingten Schädelfraktur oder -deformation.

Die klinische Häufigkeit von epiduralen Hämatomen bei Patienten mit schweren Kopfverletzungen wird auf 0,2 bis 6 % geschätzt. Im Hinblick auf die Mortalitätsrate ist die Schnelligkeit des Verlaufs der Blutung von großer Bedeutung, was auch den Anlaß gab, akute und subakute Verlaufsformen zu unterscheiden. In einer Reihe von Untersuchungen konnte gezeigt werden, daß die Mortalitätsrate, abhängig vom Zeitintervall zwischen Trauma und Operation, von 0 bis 60 % variieren kann. Eine besonders schlechte Prognose, d. h. die genannten 60 %, bestand bei Verletzten, die innerhalb von 6 Stunden nach dem Trauma operiert werden mußten, während bei einer Operation nach 24 Stunden die Mortalitätsrate bereits auf 7 bis 17 % abfiel und nach etwa 7 Tagen praktisch Null erreichte.

Auswertungen in Unfalluntersuchungen hinsichtlich der Häufigkeit epiduraler Hämatome bei schwerverletzten und getöteten Kraftradfahrern sind bislang nicht publiziert. Da diese Verletzung in der Regel in Kombination mit Schädelfrakturen auftritt, ist anzunehmen, daß bei Helmträgern die Häufigkeit allenfalls im Prozentbereich liegt, d. h. niedriger als der

oben angeführte Wert für Schädelfrakturen von etwa 5 %. Ohne Helm ist demzufolge sicherlich ein wesentlich höherer Prozentsatz anzunehmen.

Epidurale Hämatome sind je nach Ausdehnung mit AIS 4 (klein) und AIS 5 (groß) zu bewerten.

3.2.4 Hirnkontusionen

Quetschungen am Gehirn als primäre Substanzschäden entstehen in unmittelbarem Zusammenhang mit der mechanischen Belastung, immer herdförmig, vielfach an mehreren Stellen. Pathologisch-anatomisch handelt es sich bei der Contusio cerebri um Subarachnoidalblutungen und um rhektische, d.h. auf Zerreißen von Gefäßen zurückzuführende, Blutungen des Gehirns, die seine einzelnen Abschnitte unterschiedlich betreffen. Nach der Lokalisation werden dabei Blutungen der Cortex (Rinde) von denen im Marklager und Hirnstamm differenziert. Nach einem freien Intervall entwickeln sich die sekundär traumatischen Alterationen, vorwiegend diapedetische (Druck-) Blutungen und Hirnödeme (Schwellungen).

Im Hinblick auf den Entstehungsmechanismus und die Lokalisation unterscheidet man Coup, Contre Coup und zentrale (engl. intermediate) Coup-Kontusionen.

Coup-Kontusionen sind Prellungsherde am Ort der Gewalteinwirkung, die aufgrund lokaler Gewebsbelastungen entstehen, ausgelöst durch eine lokale Eindrückung des Schädelknochens. Um diese lokalen Effekte zu erzielen, muß die Anstoßfläche relativ klein und hart sein. Die Rupturen von Gefäßen der weichen Hirnhäute (Subarachnoidalblutungen) sind in erster Linie auf hohe Zugbelastungen zurückzuführen, die erzeugt werden, wenn der umschriebene eingedrückte Schädelknochen schlagartig in die ursprüngliche Form zurückkehrt.

Contre Coup-Kontusionen (Gegenprellungsherde) sind umschriebene Oberflächenbezirke mit Gefäßrupturen an der gegenüberliegenden Stelle der Gewalteinwirkung, die prinzipiell akzelerationsbedingt herbeigeführt werden, entweder translatorisch oder angular. Die Relativbewegung des Gehirns in Richtung Anstoßstelle erzeugt Zugbelastungen auf der Gegenseite, das sog. Kavitationsphänomen. Wenn diese Zugbelastungen die Toleranzgrenze der Gefäße überschreiten, treten Kontusionen auf. Im Gegensatz zu den Coup-Kontusionen ist jedoch für Contre Coup-Kontusionen ein Anstoß nicht zwingend erforderlich, d.h. der Term Coup ist hier – strenggenommen – irreführend, da der entschei-

dende Mechanismus auf Beschleunigungen bzw. Verzögerungen beruht und nicht auf der direkten Gewalteinwirkung. Bei indirekter Stoßbelastung des Kopfes entstehen Gegenprellungsherde ausschließlich akzelerationsbedingt. Falls ein direkter Anstoß eine genügende Verformung des knöchernen Schädels bewirkt, können Zugbelastungen auch an der Gegenseite Kontusionen erzeugen; der vorherrschende Mechanismus für Contre Coup-Kontusionen ist jedoch die Akzeleration des Kopfes.

Erfahrungsgemäß entstehen Coup-Kontusionen eher bei einer umschriebenen Gewalteinwirkung mit geringer Kopfbeschleunigung (z. B. Schlag mit einem Hammer), während beim Anprall gegen ein flächiges, eher weiches Objekt die Contre Coup-Kontusionen stärker ausgeprägt sind. (Für Helmträger wird somit letzterer Mechanismus von Bedeutung sein).

Zentrale (engl. intermediate) Coup-Kontusionen sind Gefäßrupturen an Gehirnoberflächen, die nicht an die Schädelknochen angrenzen. Obwohl der Entstehungsmechanismus dieser Läsionen noch nicht eingehend untersucht wurde, scheint es, daß sie aufgrund von Belastungskonzentrationen von anstoßbedingten Stoßwellen hervorgerufen werden. Manchmal jedoch können trägheitsbedingte Bewegungen des Gehirnes umschriebene Gewalteinwirkungen an inneren Knochen- oder Hirnhautbereichen bewirken. Das mag der Mechanismus für zentrale Coup-Kontusionen am inferomedialen Temporallappen (gegen das Tentorium oder Felsenbeine) oder am Cingulum (gegen die Falx) sein.

Über die klinische Häufigkeit von Hirnkontusionen bei Patienten mit schweren Kopfverletzungen finden sich in der Literatur unterschiedliche Schätzungen von 13 % bis 55 %. Die Mortalitätsrate ist in hohem Maße abhängig von der Lokalisation und den begleitenden sekundären Effekten (Blutungen, Ödem). Bei Kontusionen im der Stirn- und Schläfenregion werden Mortalitätsraten im Bereich von etwa 45 % bis 60 % genannt, im höheren Alter sogar bis 80 %. Kontusionen des Okzipitallappens und des Kleinhirns sind recht selten, so daß diesbezüglich keine Mortalitätsraten bekannt sind. Abhängig vom Grad der primären Hirnstammkontusion besteht eine sehr ernste Prognose, wobei, insgesamt gesehen, im Durchschnitt die Mortalität etwa 30 bis 40 % beträgt.

Bei Kraftradunfällen wurden für die Häufigkeit des Verletzungstyps „Contusio“ folgende Werte geschätzt (Appel 1981):

Ohne Helm 12 %, mit Helm 6 %.

In der AIS-Bewertung sind Hirnkontusionen in die Kategorien AIS 3 bis AIS 5 einzustufen.

3.2.5 Intracerebrale Hämorrhagien/Hämatome

Große traumatische, intracerebrale Blutungen sind oft verbunden mit ausgedehnten Hirnrinden-Kontusionen und können als Kontusionen mit Rupturen größerer innerer Gefäße angesehen werden. Kleinere Hämatome ohne Kontusionen entstehen wahrscheinlich durch anstoßbedingte Stoßwellenkonzentrationen oder aufgrund akzelerationsbedingter Gewebsbelastungen (Zug oder Scherung) tief innerhalb des Gehirnes. Tiefe, mediale und parazentrale, kleine hämorrhagische Läsionen, die man bei langem Koma beobachtet, sind bedingt durch Gewebs- und Gefäßrupturen in Bereichen mit Belastungskonzentrationen aufgrund von Akzelerationseffekten.

Die klinische Häufigkeit von intracerebralen Blutungen bei Patienten mit schweren Kopfverletzungen wird auf 4 bis 8 % geschätzt. Zur Mortalitätsrate liegen recht widersprüchliche Angaben von 72 % aber auch von 6 % vor. Zahlenmäßige Angaben über die Häufigkeit bei Kraftradunfällen stehen nicht zur Verfügung.

Intracerebrale Hämorrhagien/Hämatome sind mit AIS 4 und AIS 5 zu bewerten.

3.2.6 Subdurale Hämatome

Klinisch werden drei Typen von akuten subduralen Hämatomen (SDH) beobachtet. Die ersten beiden können als komplizierte SDH bezeichnet werden, nämlich SDH in Kombination mit Kontusionen und SDH in Kombination mit Lazerationen der Hirnrinde. Diese beruhen auf Kontakt- und Akzelerationseffekte, welche die primären Läsionen erzeugen. Der dritte Typ eines SDH tritt am häufigsten auf und ist auf Rupturen von Oberflächen-Gefäßen, in der Regel der Brückenvenen, zurückzuführen, welche ausschließlich durch Trägheitskräfte und nicht durch Kontaktkräfte verursacht werden. Aufgrund der Empfindlichkeit der Brückenvenen hinsichtlich hoher Zugbelastung und aufgrund ihrer Lage an der Oberfläche, entstehen SDH bei Kopfbeschleunigungen, die kurzzeitige, hohe Zugbelastungen erzeugen. Diese Bedingungen treten vornehmlich bei Stürzen auf, bei denen der Kopf auf eine größere Fläche auftrifft; hier besteht eine verteilte Belastung des Kopfes, so daß eine geringe Energieabsorption durch fokale Schädelverletzungen erfolgt und somit die Verzögerung hohe Zug- und Scherkräfte zwischen Gehirn und Schädel bewirkt. Nicht selten

treten SDH in Kombination mit diffusen Axonschädigungen auf, da der Mechanismus für beide Verletzungsarten ähnlich ist und häufig koexistiert. Dies erklärt dann beispielsweise die Fälle, bei denen ein geringes SDH existiert, aber die darunterliegende Gehirnschädigung erheblich ist.

Die klinische Häufigkeit von akuten subduralen Hämatomen wird auf 5 bis 30 % geschätzt, wobei die Mortalitätsrate sehr hoch ist, weil sie häufig in Kombinationen von Kontusionen und Lazerationen auftreten. Sie liegt im Bereich von 50 bis 70 %, bei älteren Personen bis zu 90 %.

Günstiger ist die Prognose bei subakuten SDH (klinische Manifestation nach 4 Tagen bis 3 Wochen) mit einer Mortalitätsrate um die 20 % sowie bei der chronischen Ausprägung (Symptome erst nach 3 Wochen und mehr) mit etwa 10 bis 20 %.

Die Häufigkeit dieses Verletzungstyps bei Kraftradunfällen wurde bisher nicht ermittelt, dürfte jedoch noch im Prozentbereich liegen (Compressio 1 %, Appel 1981).

In der AIS-Bewertung sind subdurale Hämatome in die Kategorien AIS 4 und AIS 5 einzustufen.

3.2.7 Comotio cerebri (Gehirnerschütterung)

Alle Abstufungen einer Comotio cerebri – es handelt sich um eine traumatisch bedingte, vorübergehende neurologische Dysfunktion – werden gänzlich durch Trägheitskräfte erzeugt, d. h. die Relativbewegung des Gehirnes ist ausschlaggebend, nicht die Kontaktkräfte. Bei einer isoliert auftretenden Comotio cerebri müssen somit die Kontaktkräfte gering sein. Häufig ist dies nicht der Fall, so daß die Kontaktkräfte eine Comotio cerebri in Verbindung mit Kontaktverletzungen, gewöhnlich Schädelbrüchen und Kontusionen, herbeiführen.

Das Hauptsymptom für die Comotio cerebri ist der Bewußtseinsverlust, der häufig nur kurzzeitig auftritt. Die Diagnose erfolgt meist indirekt über subjektive Angaben des Patienten bezüglich einer antero- oder retrograden Amnesie. Daraus ergibt sich die Schwierigkeit hinsichtlich der Objektivierung dieses Verletzungstyps, so daß nicht selten nur eine Verdachtsdiagnose angegeben werden kann. Auf die Problematik der Klassifizierung der Verletzungsschwere nach der AIS-Bewertung wurde im Abschnitt B bereits hingewiesen. In der Regel ist AIS 2 anzunehmen, bei längerdauernder Bewußtlosigkeit jedoch auch höhere AIS-Klassen (AIS 3, AIS 4).

Die klinische Häufigkeit der Commotio cerebri bei allen schwerverletzten Patienten wird auf etwa 10 bis 20 % geschätzt. Bei 95 % dieser Fälle ist innerhalb eines Monats mit einer komplikationslosen Gesundung zu rechnen. Jeweils etwa 2 % können mäßige oder schwere Dauerfolgen zurückbehalten.

Bei Krafradunfällen ist die Commotio cerebri das am häufigsten auftretende gedeckte Schädelhirntrauma. Bei schwerverletzten und getöteten Kraftfahrern ohne Helm ist sie in etwa 30 % der Fälle, mit Helm in etwa 20 % der Fälle zu beobachten (Beier, Schuller, Spann 1985, Appel 1981). Im folgenden wird demzufolge diesem Verletzungstyp besondere Beachtung zukommen müssen.

3.2.8 Diffuse Axon Verletzungen (DAI)

Diffuse Axon-Schädigungen erscheinen als pathologisches Substrat eines langdauernden, traumatischen Komas (Bewußtlosigkeit) und sind wie die Commotio ausschließlich auf Trägheitskräfte zurückzuführen und nicht auf Kontaktphänomene. Das Ausmaß und die Lokalisation der Axonschädigung bestimmt wahrscheinlich die Verletzungsschwere (Dauer und Tiefe des Komas) und hängt ab von der Höhe, der Dauer und der Änderung der Beschleunigung. DAI werden verursacht bei Belastungen, die länger dauern und mehr graduelle Änderungen der Beschleunigung umfassen als beim akuten SDH. Demzufolge treten DAI vornehmlich dann auf, wenn der Kopf stoßartig belastet wird oder ein Anprall an relativ großflächigen, verformbaren Objekten erfolgt, wie es bei Fahrzeuginsassen der Fall ist. Obwohl DAI und SDH beide Akzelerationsverletzungen sind, besteht ein grundlegender Unterschied in den Entstehungsmechanismen. Nahezu alle DAI, insbesondere in der schweren Form, entstehen bei Fahrzeuginsassen (Anstoß an gepolstertem Innenraum, Windschutzscheibe, energieabsorbierendem Lenkrad etc.), wo die Akzelerationszeiten lang sind. Dagegen sind die meisten SDH auf Stürze oder Gewalttätigkeiten zurückzuführen, wo die Stoßzeit kurz ist.

Die klinische Häufigkeit der diffusen Axon-Verletzungen bei Patienten mit schweren Kopfverletzungen wird auf etwa 4 bis 20 % geschätzt. Die Mortalitätsrate beträgt nach einem Monat etwa 55 %; bei 36 % ist mit einem vegetativen Überleben zu rechnen, bei 9 % verbleiben schwere Dauerschäden.

Die Häufigkeit von DAI bei Krafradunfällen ist bisher nicht bekannt.

Die Verletzungsschwere ist mit AIS 4 oder AIS 5 zu bewerten.

3.2.9 Synoptische Darstellung der spezifischen Kopfverletzungen

1. Weichteilverletzung	Schürfung	Kraft	AIS 1-(2)
	Prellung		
2. Schädelbruch			
Schädeldach:			
linear	Biegung	Kraft	AIS 2-3
	Berstung	flächig	
Impression	Biegung	Kraft	AIS 3-4
		umschr.	
Basis:			
linear	Stoßwelle	Kraft	AIS 3-4
	Deformation		
Ringbruch	Stauchung	Kraft	AIS 6
3. Epidurales Hämatom			
	Zerreißung	Kraft	AIS 4-5
	(bei Schädel- Deformation, -bruch)		
4. Kontusion, Prellung (Quetschung)			
Coup	lokale Prellung	Kraft	AIS 4-5
	(Quetschung)		
	durch		
	Impression des		
	Schädels		
Contre Coup	entfernte Prellung	Akz	AIS 4-5
	Gefäßzerreißung		
	(auch ohne Anstoß)		
intermediate	a) Stoßwellen	Akz	AIS 5
	b) Rel. Beweg.		
6. Intracerebrale Hämorrhagie/Hämatom			
Große Hämatome	große Deformation	Kraft	AIS 5
mit Rindenprellungsherden	des Schädels		
Kleine innere Hämatome	Zug und Scherung	Akz.	AIS 4-5
	des Gewebes		
--			
Tiefe, mediale/paracentrale	Gewebe und Gefäßzerr.	Akz	AIS 5
6. Subdurales Hämatom (SDH)			
Ruptur Brückenvenen	Zug	Akz. A	AIS 4-5
--			
Gefäßzerr.	Zug, Scherung	Akz. A	AIS 4-5
in Komb. Kontusion/Lazeration			
7. Commotio Cerebri			
Relativbew. des Gehirns		Akz. A	AIS 2-4
8. Diffuse Axon-Verletzung (DAI)			
Relativbew. des Gehirns		Akz. A	AIS 4-5

Tabelle 5: Spezifische SHT, Mechanismen und Verletzungsschwere

In Tabelle 5 sind die in diesem Abschnitt dargestellten, spezifischen Schädelhirntraumen synoptisch dargestellt, mit dem Hinweis auf den Entstehungsmechanismus und die Verletzungsschwere nach der AIS-Bewertung.

4 Toleranzkriterien und -Grenzen

4.1 Allgemeine Hinweise

Die Festlegung einer Toleranzgrenze für Schädel-Hirnverletzungen kann auf unterschiedliche Art und Weise erfolgen. Am häufigsten werden die relevanten physikalischen Kenngrößen (Akzeleration, Kraft, Einwirkzeit etc.) auf bestimmte AIS-Klassen bezogen, z. B. derart, daß der Schweregrad AIS 3 als nicht mehr tolerierbarer Grenzwert angenommen wird. Alternativ könnte man gleichermaßen spezifische Verletzungen, z. B. die *Commotio cerebri*, als Kriterium heranziehen. Welche Kriterien man letztlich verwendet ist sicherlich Ansichtssache oder problemorientiert. Gleich, wie man es handhabt, wird es erforderlich sein, zu definieren, welche Art und Schwere eines SHT akzeptierbar ist.

Grundlage jeder Toleranzkurve bzw. jeder Modellvorstellung oder deren Validation sind experimentelle oder empirische Erfahrungswerte hinsichtlich der Erträglichkeitsgrenzen. Gerade hier liegen die Schwierigkeiten, exakte und verwertbare Daten zu bekommen, trotz einer Vielzahl von verfügbaren Untersuchungen. Grundsätzlich werden derartige Daten aus folgenden Untersuchungen gewonnen:

1. Leichenversuche: Hiermit können nur schwere Kopfverletzungen mit Frakturen und morphologischen Hirnsubstanzdefekten erfaßt werden. Dagegen können diffuse Hirnverletzungen, d. h. die *Commotio cerebri* und diffuse Axon-Verletzungen, nicht sichtbar gemacht werden.
2. Tierversuche: Sie erlauben die Beobachtung von Auswirkungen leichterer Kopfverletzungen, z. B. einer *Commotio cerebri* mit zeitlich begrenzten Dysfunktionen des Gehirns. Das Problem ist jedoch bekanntlich die Übertragbarkeit der gewonnenen Daten auf den menschlichen Organismus. Hierbei ersichtliche Trends können jedoch erkannt und ggf. herangezogen werden, um ein bestimmtes Modell zu bestätigen oder zu widerlegen.
3. Experimente mit Freiwilligen können nur auf den „nicht gefährlichen“ Bereich beschränkt wer-

den, können aber als solche Hinweise auf die untere Toleranzgrenze liefern.

4. Bei Unfallopfern hat man zwar das gesamte Spektrum von Kopfverletzungen vorliegen, allerdings, bis auf wenige Ausnahmen, zu viele unbekannte Parameter für eine exakte Bestimmung der gesuchten physikalischen bzw. biomechanischen Größen.

In der sehr umfangreichen Literatur zu den Toleranzgrenzen für SHT finden sich eine ganze Reihe von Toleranzkriterien und zugehörige Modellvorstellungen, von denen folgende hier nur erwähnt, aber nicht näher behandelt sollen:

1. Gadd Severity Index (SI)
2. Maximum Strain Criterion (MSC)
3. Finite Elemente Modell.

Die wohl bekannteste Toleranzkurve ist die Wayne-State-Toleranzkurve (WSTC), die man auch als Grenzkurve der *Commotio cerebri* bezeichnet. Sie besagt, welche effektiven (mittleren) Grenzbeschleunigungen in Abhängigkeit von der Einwirkzeit vom Gehirn verletzungsfrei ertragen werden können. Die WSTC ist für Stoßzeiten bis etwa 100 ms anwendbar, wobei hier der zugehörige Grenzwert bei 42 g liegt. Für Stoßzeiten im Bereich von 6 ms gilt ein Grenzwert von 80 g, was bei einem sinusförmigen Beschleunigungsprofil einem Spitzenwert von 110 g entspricht, bei einem Dreiecksverlauf 160 g. Die WSTC war und ist, wie auch alle anderen Toleranzkriterien, vielfacher, teils berechtigter Kritik ausgesetzt. Fundamentale Einwände sind dahingehend anzubringen, daß sie auf translatorischen Beschleunigungswerten des Schädels aufgebaut ist und kein kontinuierliches Kriterium darstellt, d. h. ein höherer Schweregrad von Gehirnverletzungen kann nicht vorhergesagt werden. Allerdings haben Untersuchungen verschiedener Autoren immer wieder die Gültigkeit der Toleranzkurve bestätigt. Die hier durchgeführte Literaturstudie zeigt ebenfalls, daß die derzeit verfügbaren Erkenntnisse über Toleranzgrenzen im wesentlichen der WSTC angepaßt sind.

Häufig angewandt wird vor allem in der Pkw-Sicherheitsforschung das Head Injury Criterion HIC. Es wird wie folgt definiert:

Das bestimmte Integral der resultierenden Beschleunigung $a(t)$ für beliebige Zeitintervalle t_1 - t_2 während des Crashes wird durch t_1 - t_2 geteilt, mit 2.5 potenziert und mit t_1 - t_2 multipliziert. Der Grenzwert HIC 1000 darf nicht überschritten werden. Die-

se Berechnung erfolgt üblicherweise für 1 ms Intervalle über das gesamte Beschleunigungsprofil.

Die Anwendbarkeit des HIC ist sehr umstritten und wird auch von namhaften Wissenschaftlern abgelehnt, nicht zuletzt weil es keine schlüssige physikalische Erklärung für die Berechnungsmethode gibt. Eine statistische Analyse ergab, daß in der erwachsenen Population 16 % lebensbedrohliche Kopfverletzungen bei einem HIC von 1000 erleiden würden, 56 % bei einem HIC von 1500. Es ist schließlich noch darauf hinzuweisen, daß HIC nur für Anprallsituationen anwendbar ist. Von Newman wird die Eignung des HIC als Toleranzkriterium in bezug auf den Schutzhelm stark bezweifelt und auch abgelehnt. Auch die Anwendbarkeit des oben erwähnten Finite Elemente Modells wird kritisiert.

Ein Toleranzkriterium basierend auf Kräften wurde von Haley unter Berücksichtigung von Kraftmessungen an behelmteten und gepolsterten Leichenköpfen abgeleitet (Got, Stalnacker). Bei Erstellung einer linearen Regression von Spitzenkraft und AIS-Wert von erzeugten Gehirnverletzungen ergab sich eine gute Korrelation beider Parameter. Als Schwelle für AIS 1 bei helmgeschütztem Anprall wurde eine Spitzenkraft von 6 kN vorgeschlagen, was einer Akzeleration von 136 g bei einer effektiven Masse von 4.5 kg entspricht. Die oben erwähnten Werte sind allerdings nur gültig für eine Anprallsituation, bei der fokale Schädelfrakturen durch gezielte Kraftverteilung verhindert werden.

4.2 Translatorische Akzeleration und Verletzungsschwere nach AIS

In den Abbildungen 2, 2 a, 3 und 4 sind die in der Literatur verfügbaren Daten bezüglich zeitabhängiger translatorischer Kopfbelastungen in Relation zu der Verletzungsschwere nach AIS dargestellt. Abbildung 2 zeigt in doppelt logarithmischer Darstellung die translatorischen Belastungsgrößen in Abhängigkeit von der Einwirkzeit für die Verletzungsschwere AIS 0, AIS 1 und AIS 2, in Abbildung 2 a sind die Meßwerte für AIS 2-Verletzungen nochmals gesondert dargestellt. Die eingezeichnete untere Grenzlinie liegt deutlich niedriger als die WSTC, wenn die effektiven Beschleunigungen der WSTC für die genannten Profile in Spitzenwerte transformiert werden. Es wurden hier auch Daten aufgezeigt, die nicht unbedingt „reine“ Meßwerte repräsentieren, z. B. Ergebnisse aus Computersimulationen und Unfallrekonstruktionen. Auch die Resultate aus Tierversuchen sind nicht ohne weiteres auf den Menschen anwendbar. Im Hinblick auf die oben er-

wähnte Problematik der Feststellung von morphologisch nicht faßbaren Verletzungen der Klasse AIS 2 wurden auch experimentell bestimmte Belastungswerte für AIS 0 (keine Verletzung) und AIS 1 (leichte Verletzung) berücksichtigt. Die Grenzlinie in den Abbildungen 2 und 2a ist durch folgende Werte gekennzeichnet:

200 g für $t = 2$ ms

90 g für $t = 5$ ms.

Abbildung 3 zeigt analog dazu die translatorischen Belastungswerte für AIS 3- und AIS 4-Verletzungen. Aus der hier ebenfalls eingezeichneten unteren Grenzkurve kann abgeleitet werden, daß AIS 3- und AIS 4-Verletzungen nicht auftreten, wenn der Spitzenwert bei kurzer Einwirkzeit etwa 300 g nicht überschreitet und für 5 ms unter 120 g liegt, d. h. es gelten folgende Grenzwerte:

300 g für $t = 2$ ms

120 g für $t = 5$ ms.

Für AIS 5- und AIS 6-Verletzungen sind nur einzelne Belastungswerte verfügbar (Abbildung 4), die bei kürzeren Einwirkzeiten im Bereich von 500 g liegen. Die Angabe einer unteren Grenzkurve erscheint hier nicht sinnvoll, jedenfalls zeigt sich, daß die wenigen Meßwerte deutlich über den Grenzkurven für AIS 2 und AIS 3 liegen.

Stalnaker et al. ermittelten 1977 bei Tests mit 15 Leichen bei direktem Aufprall mit unterschiedlichen Aufprallrichtungen AIS-Werte von 0 bis 5, die Beschleunigungen lagen zwischen 125 g und 532 g bei Zeiten von 2 bis 11 ms. Die Angabe „AIS 0“ bei der Leiche stellt allerdings nur eine Vermutung dar, die sich auf das Fehlen von irgendwelchen sichtbaren Läsionen stützt. Abbildung 5 zeigt diese Testergebnisse, die darauf hinweisen, daß bei einem Anprall in der Hinterhauptsregion (occipital) möglicherweise eine geringere Toleranzgrenze anzunehmen ist als bei frontalem oder lateralem Aufprall (AIS 4 bei 300 g und 2.2 ms). Ergebnisse aus Leichenversuchen von Stalnacker (1973) bei lateralem Anprall sind ebenfalls in Abbildung 5 dargestellt. AIS 3-Verletzungen wurden hier bei etwas mehr als 200 g und 6 ms beobachtet.

Nusholtz et al. führten Versuche mit Leichen und lebenden Affen durch. Bei direktem occipitalen Aufprall der Leichen wurden Akzelerationen von 37 bis 363 g bei einer Einwirkzeit von 8 bis 25 ms ermittelt. Dabei gab es vorwiegend Verletzungen vom Grad AIS 3 bis AIS 4. AIS 3-Verletzungen waren hier erstmals bei 100 g und 8 ms zu beobachten (Abbildung 6).

4.3 Rotatorische bzw. Angulare Akzeleration und Verletzungsschwere nach AIS

Im Hinblick auf Inertialverletzungen des Gehirnes ist die rotatorische bzw. angulare Beschleunigung von besonderer Bedeutung. Insbesondere in den Arbeiten von Unterhamscheidt, Omayya und Gennarelli werden Toleranzgrenzen für die rotatorische Beschleunigung ermittelt, wobei meist Daten aus Versuchen mit Primaten auf den Menschen extrapoliert bzw. transformiert wurden. Naturgemäß wird man deshalb die nachfolgend dargestellten Toleranzdaten mit einiger Vorsicht betrachten müssen. Analog zum vorhergehenden Abschnitt werden in den Abbildungen 7, 8, 9 die rotatorischen Belastungswerte in Abhängigkeit von der Einwirkzeit aufgezeigt, jeweils für die AIS-Klassen 0 bis 2, 3 und 4 sowie 5 und 6. Aus diesen graphischen Darstellungen ist abzuleiten, daß, wie von Newman vorgeschlagen, die Toleranzgrenze für schwere Kopfverletzungen ($AIS < 2$) bei rotatorischen Akzelerationen von 10 krad/s^2 anzunehmen ist (siehe dazu GAMBIT).

In realen Unfällen ist, wie oben dargelegt, aufgrund der Kopf-Halsanatomie eine rein rotatorische Bewegung des Kopfes nicht möglich, es kommt nur eine Kombination aus Translation und Rotation, die angulare Bewegung in Betracht. In diesem Zusammenhang ist der Hinweis auf das von Newman (1986) vorgeschlagene GAMBIT-Verfahren (Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold) angebracht. Die Toleranzgrenze für AIS 3-Verletzungen wird hier in der linearen Darstellung durch folgende Gleichung beschrieben:

$$G = a(\text{trans})/250 + a(\text{rot})/10\,000 = 1.$$

Für $G > 1$ ist mit dem Auftreten von AIS 3-Verletzungen zu rechnen, für $G < 1$ sollte dies nicht der Fall sein. Die Grenzwerte, auf die hier bezogen wird, sind eine translatorische Akzeleration von 250 g ($a(\text{rot}) = 0$) und eine rotatorische Akzeleration von 10 krad/s^2 ($a(\text{trans}) = 0$).

Die hiermit definierte Toleranzgrenze ist nachvollziehbar, wenn man die in Abbildung 10 aufgezeigten Relationen von rotatorischer und translatorischer Akzeleration für verschiedene AIS-Klassen berücksichtigt. AIS 3-Verletzungen liegen dabei überwiegend in dem Bereich $G > 1$ (eingezeichnet ist die logarithmisch transformierte Gerade $G = 1$).

In Abbildung 10 ist auch ersichtlich, daß bei hohen

translatorischen Akzelerationen die rotatorische Komponente niedrig ist und bei niedriger translatorischer Akzeleration die rotatorische Komponente einen hohen Wert besitzt.

Prüfkriterien für den Schutzhelm müßten demnach streng genommen auch die rotatorische Akzeleration berücksichtigen, welche in dem im bisher angewandten Fallversuch nicht mehr erfaßt werden kann. Der inzwischen in Entwicklung befindliche Motorrad-Dummy wäre möglicherweise ein geeignetes Testobjekt.

4.4 Toleranzgrenzen für spezifische Kopfverletzungen

4.4.1 Commotio cerebri (Gehirnerschütterung)

Als Toleranzkurve für die Gehirnerschütterung (AIS 2) wird, wie oben erwähnt, meist die Wayne State Toleranzkurve herangezogen. Bei Verwendung von Spitzenwerten für die Beschleunigung von angenähert sinus- oder dreiecksförmigen Profilen erscheint es angebracht, die etwas niedriger liegende Grenzkurve in Abbildung 2 anzuwenden, d. h. die Toleranzgrenzen 200 g für 2 ms und 90 g für 5 ms.

4.4.2 Schädelfrakturen

Brüche des Schädeldaches sind mit AIS 2 (geschlossen, nicht disloziert), AIS 3 (Trümmerfraktur, Impression, Dislokation) oder AIS 4 (offene Fraktur) zu bewerten, Basisbrüche je nach Ausmaß mit AIS 3 bis AIS 4. Eine Schädelzertrümmerung oder Basisringfraktur ist dem Schweregrad AIS 6 zuzuordnen. Wie oben bereits ausgeführt wurde, bestimmt den AIS-Wert meist nicht die Fraktur an sich, sondern die begleitenden Hirnläsionen. Eine isolierte Schädeldachfraktur kann durchaus ungefährlich sein.

Hinsichtlich des Zusammenhanges mit anderen, gleichzeitig zu einer Schädelfraktur auftretenden Kopfverletzungen, wurde z. B. von Lissner und Gurdjian festgestellt, daß bei 80 % der Schädelfrakturen gleichzeitig eine Gehirnerschütterung auftritt, andererseits nur bei 10 % aller Gehirnerschütterungen auch eine Schädelfraktur.

Da es sich bei einer Fraktur um eine morphologisch nachweisbare Verletzung handelt, können die Ergebnisse aus Leichenversuchen gut auf den lebenden Menschen angewandt werden. Abbildung 11 zeigt für Frakturen des Hirnschädels den Zusammenhang von translatorischer Akzeleration und Einwirkzeit. Alle Meßdaten liegen hier über den

Grenzkurven für AIS 2- und AIS 3-Verletzungen, einschließlich der eingezeichneten Frakturgrenze (durchgezogene Linie). Da Schädelfrakturen auf eine direkte Gewalteinwirkung zurückzuführen sind, ist es angebracht, als physikalische Kenngröße die Krafteinwirkung heranzuziehen. Abbildung 11a zeigt die Relation von Kraft und Einwirkzeit für Hirnschädelfrakturen. Die eingezeichneten Grenzlinien in Abbildung 11 und 11a sind durch folgende Werte gekennzeichnet:

350 g für $t = 2$ ms und 150 g für $t = 5$ ms
 9 kN für $t = 2$ ms und 5 kN für $t = 5$ ms.

Frakturen des Gesichtsschädels sind bei Helmträgern von Bedeutung im Hinblick auf die Auslegung des Kinnschutzes. Die diesbezüglich verfügbaren Toleranzengrenzen für unterschiedliche Regionen sind im folgenden aufgelistet (Mittelwert der Frakturgrenzen in Kraftereinheiten):

Oberkiefer (A-P)	1.78 kN
Oberkiefer (lateral)	0.89 kN
Unterkiefer	0.66 kN
Jochbeinbogen	0.89 kN
Jochbeinbereich	0.89 kN

Bei gepolstertem Anprall mit Kraftverteilung wird von der Barriere für die Bruchkraft ein Mittelwert von 7.325 kN angegeben.

4.4.3 Subdurale Hämatome

In Abbildung 12 sind die verfügbaren Belastungswerte für das Auftreten von subduralen Hämatomen dargestellt (Translatorische und rotatorische Akzeleration). Nochmals soll darauf hingewiesen werden, daß nach Genarellis Auffassung für das subdurale Hämatom die rotatorische Akzeleration hauptsächlich verantwortlich ist. Die aufgezeigten Meßdaten liegen alle in bezug auf die GAMBIT-Kurve ($G = 1$) im Bereich $G > 1$. Mattem ermittelte bei Tests mit Leichen im direkten Frontalaufprall einen Grenzwert für das SDH von 155 g (ohne Zeitangabe).

4.4.4 Subarachnoidale Hämatome

Die verfügbaren Belastungswerte in bezug auf Blutungen unter die weiche Hirnhaut sind in den Abbildungen 13, 14 und 15 aufgezeigt. Hinzuweisen ist auf Untersuchungen von Nusholtz, wonach in Leichenversuchen festzustellen war, daß beim Auftreten einer subarachnoidalen Blutung mehrere Neben-Maxima im Bereich des translatorischen Beschleunigungsmaximums auftraten, während bei Nichtauftreten einer subarachnoidalen Blutung nur

ein Maximum vorhanden war. Außerdem ergab sich, daß die subarachnoidale Blutung signifikant mit dem Schädelverformungsgrad verknüpft ist.

4.4.5 Intracranielle Hämatome

Bei stärkerer Gewalteinwirkung auf den Kopf, unabhängig ob der Aufprall direkt oder indirekt erfolgt, kommt es – meist neben anderen Verletzungen – zur intracraniellen Blutung. Die physikalischen Größen, bei denen eine intracranielle Blutung auftrat, decken sich nahezu mit den Werten aus den Abschnitten „Schädelfraktur“ und „Subarachnoidale Blutung“ infolge des häufig gleichzeitigen Auftretens dieser Verletzungen (Abbildung 16, 17 und 18).

4.4.6 Richtungsabhängigkeit der Toleranzgrenzen

Untersuchungen von Gennarelli et al. (1987) geben den Hinweis, daß z. B. DAI (diffuse Axon-Verletzungen) mit langdauerndem Koma bei lateraler Akzeleration eher auftreten (Kopfbewegung coronal, d. h. in der y-z-Ebene) als bei longitudinaler (Kopfbewegung anterior-posterior, d. h. in der x-z-Ebene) und bei Rotation des Kopfes um die z-Achse. Es wird vermutet, daß hierfür möglicherweise die Struktur der Schädelbasis und auch des Gehirnes verantwortlich ist (Schädelgruben und 2 Gehirnhälften).

5 Literatur

5.1 Lehrbücher und Übersichtsartikel

- 1 Neurotraumatologie, Band 1, F. K. KESSEL, L. GUTTMANN und G. MAURER (Hrsg.), Urban & Schwarzenberg, München – Berlin – Wien (1969)
- 2 Schädel- Hirn- und Mehrfachverletzungen, G. LANG und R. REDING (Hrsg.), Johann Ambrosius Barth, Leipzig (1985)
- 3 THOMAS A. GENNARELLI: The George G. Snively Memorial Lecture, presented Oct. 9, 1985 Washington, D.C., Proceedings of the 29th Annual Conference of the American Association for Automotive Medicine (1985)
- 4 H. APPEL: Schwerpunkte des Unfallgeschehens aus Untersuchungen am Unfallort. Sicherheit bei motorisierten Zweirädern, Verlag TÜV Rheinland, Köln (1981)
- 5 Review of Biomechanical Impact Response and Injury in the Automotive Environment, JOHN W. MELVIN and KATHLEEN WEBER, Editors, Report No. DOT HS 807 042 (1985)
- 6 SOBOTTA/BECHER, Atlas der Anatomie des Menschen, Band 1 bis 3, Urban & Schwarzenberg, München – Berlin – Wien (1972)
- 7 NIEUWENHUYS/VOOGD/VAN HUIJZEN, Das Zentralnervensystem des Menschen, Springer-Verlag, Berlin – Heidelberg – New York (1990)
- 8 Head Injury Mechanisms, Symposium Report, September 30, 1987, New Orleans, LA, Association for the Advancement of Automotive Medicine, DES PLAINS, IL (1987)
- 9 of Gravity and Moments of Inertia of Human Head,“ Proceedings of the 5th IRCOBI Conference (1980)
- 5 F. BENDJELLAL and C. TARRIERE, „Head and Neck Responses under High G-Level Lateral Deceleration“, Proceedings of the 31st Stapp Car Crash Conference (1987)
- 6 J. BRINN and S. E. STAFFELD, „Evaluation of Impact Test Accelerations. A Damage Index for the Head and Torso“, SAE Paper 700902
- 7 F. BRUN-CASSAN, J. C. VINCENT, C. TARRIERE, A. FAYON, D. CESARI, C. CAVALLERO and G. MAURON, „Comparison of Experimental Car-Pedestrian Collisions Performed with Various Modified Side-Impact Dummies and Cadavers“, Proceedings of the 28th Stapp Car Crash Conference, (1984)
- 8 D. CESARI and M. RAMET, „Evaluation of Human Tolerance in Frontal Impacts“, Proceedings of the 23rd Stapp Car Crash Conference (1979)
- 9 D. CESARI and M. RAMET, „Comparison Between In-the-Field Accidents and Reconstructed Accidents with Dummies and with Cadavers“, Proceedings of the 19th Stapp Car Crash Conference (1975)
- 10 T. D. CLARKE, C. D. GRAGG, J. F. SPROUFFSKE, E. M. TROUT, R. M. ZIMMERMAN and W. H. MUZZY, „Human Head Linear and Angular Accelerations During Impacts“, Proceedings of the 15th Stapp Car Crash Conference (1971)
- 11 Clinical Neurosurgery Proceedings of the Congress of Neurological Surgeons, 61:14. The Williams and Williams Company, Baltimore (1966)
- 12 P. R. COOPER, „Post-traumatic Intracranial Mass Lesion“ in: Head Injury, P. R. COOPER (ed.), Baltimore: Williams & Wilkins (1982)
- 13 C. C. CULVER, R. C. HAUT and G. S. NUSHOLTZ, „Significance of Head-to-Knee Impacts – A Comparison of Dummy and Cadaver Responses“, Proceedings of the 28th Stapp Car Crash Conference (1984)
- 14 J. H. McELHANEY, V. L. ROBERTS and J. HILYARD, „Head Injury Tolerance and Criteria“, Handbook of Human Tolerance, Published by the Japan Automobile Research Institute, Tokyo (1979)
- 15 S. W. ENOEN, „The Development of Experimental Head Impact Procedures for Simulating Pedestrian Head Injury“, Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference (1986)
- 16 D. FOUST, B. BOWMAN and R. SNYDER, „Study of Human Impact Tolerance Using Investigations and Simulations of Free-Falls“,

5.2 Originalarbeiten

- Proceedings of the 21st Stapp Car Crash Conference (1977)
- 17 CH. W. GADD, „Use of a Weighted-Impulse Criteria for Estimating Injury Hazard“, Proceedings of the 10th Stapp Car Crash Conference (1966)
 - 18 T. A. GENNARELLI, A. K. OMMAYA and L. E. THIBAUT, „Comparison of Translational and Rotational Head Motions in Experimental Cerebral Concussions“, Proceedings of the 15th Stapp Car Crash Conference (1971)
 - 19 T. A. GENNARELLI and L. E. THIBAUT, „Acceleration Damage to the Brain“, AGARD Conference Proceedings No. 322, Ref. 10, Cologne, West Germany (1982)
 - 20 T. A. GENNARELLI and L. E. THIBAUT, „Biomechanics of Acute Subdural Hematoma“, *Jo Trauma* 22 (1982)
 - 21 T. A. GENNARELLI, G. M. SPIELMAN, et al., „Influence of Intracranial Lesion on Outcome from Severe Head Injury“, *J. Neurosurgery* 56 (1982)
 - 22 T. A. GENNARELLI, „Mechanistic Approach to Head Injuries: Clinical and Experimental Studies of the Important Types of Injury“, AGARD Conference Proceedings No. 322, Ref. 10, Cologne, West Germany (1982)
 - 23 T. A. GENNARELLI, L. E. THIBAUT and A. K. OMMAYA „Pathophysiologic Responses to Rotational and Translational Accelerations of the Head“, Proceedings of the 16th Stapp Car Crash Conference (1972)
 - 24 T. A. GENNARELLI, L. E. THIBAUT, G. TOMEI, R. WISER, D. GRAHAM and J. ADAMS, „Directional Dependence of Axonal Brain Injury due to Centroidal and Non-Centroidal Acceleration“, Proceedings of the 31st Stapp Car Crash Conference (1987)
 - 25 T. A. GENNARELLI, J. M. ABEL, H. ADAMS and D. GRAHAM, „Differential Tolerance of Frontal and Temporal Lobes to Contusion Induced by Angular Acceleration“, Proceedings of the 23rd Stapp Car Crash Conference (1979)
 - 26 E. GÖGLER, „Chirurgie und Verkehrsmedizin. Klinik, Mechanik und Biomechanik des Unfalls“, *Handbuch der Verkehrsmedizin*, hrsg. v. K. u. H. WAGNER, Springer-Verlag, Berlin – Heidelberg – New York (1968)
 - 27 C. GOT, A. PATEL, A. FAYON, C. TARRIERE and G. WALFISCH, „Results of Experimental Head Impact on Cadavers: The Various Data Obtained and their Relations to Some Measured Physical Parameters“, Proceedings of the 22nd Stapp Car Crash Conference (1978)
 - 28 E. S. GURDJIAN, „Impact Head Injury“, CHARLES C. THOMAS, Publisher, Springfield, Illinois (1975)
 - 29 E. S. GURDJIAN, H. R. LISSNER, F. G. EVANS, L. M. PATRICK and W. G. HARDY, „Intracranial Pressure and Acceleration Accompanying Head Impact in Human Cadavers“, *Surgery, Gynaecology and Obstetrics*, Vol. 113 (1963)
 - 30 J. L. HALEY, Jr., D. F. SHANAHAN, T. E. READING and S. C. KNAPP, „Head Impact Hazards in Helicopter Operations and their Mitigation through improved Helmet Design“, in: *Impact Injury of the Head and Spine and Crash Protection*, ed. by C. L. EWING et al., CH. C. THOMAS Publisher, Springfield, IL (1983)
 - 31 A. E. HIRSCH, A. K. OMMAYA and R. H. MAHONEL „Tolerance of Subhuman Primate Brain to Cerebral Concussion“, in *Impact Injury and Crash Protection*, ed. by E. S. GURDJIAN et al., CH. C. THOMAS, Publisher, Springfield, IL (1970)
 - 32 V. R. HODGSON and L. M. THOMAS, „Comparison of Head Acceleration Injury Indices in Cadaver Skull Fracture“, Proceedings of the 15th Stapp Car Crash Conference (1971)
 - 33 V. R. HODGSON, L. M. THOMAS and T. B. KHALIL, „The Role of Impact Location in Reversible Cerebral Concussion“, Proceedings of the 27th Stapp Car Crash Conference (1983)
 - 34 V. R. HODGSON, L. M. THOMAS and P. PRASAD, „Testing the Validity and Limitations of the Severity Index“, Proceedings of the 14th Stapp Car Crash Conference (1970)
 - 35 V. R. HODGSON, „Head Injury“, SAE Paper 49 (1973)
 - 36 D. KALLIERIS, R. MATTERN, G. SCHMIDT and R. H. EPPINGER, „Quantification of Side Impact Responses and Injuries“, Proceedings of the 25th Stapp Car Crash Conference (1981)
 - 37 K. LANGWIEDER, M. DANNER, W. SCHMELZING, H. APPEL, F. KRAMER and J. HOFMANN, „Comparison of Passenger Injuries in Frontal Car Collisions with Dummy Loadings in Equivalent Simulations“, Proceedings of the 23rd Stapp Car Crash Conference (1979)
 - 38 M. LEE, J. W. MELVIN and K. UENO, „Finite Element Analysis of Traumatic Subdural Hematoma“, Proceedings of the 31st Stapp Car Crash Conference (1987)
 - 39 H. R. LISSNER, M. LEBOW and F. G. EVANS, „Experimental Studies on the Relation between Acceleration and Intracranial Pressure Changes in Man“, *Surgery, Gynaecology and Obstetrics*, Vol. 111 (1960)
 - 40 H. R. LISSNER and E. S. GURDJIAN, „Experi-

- mental Cerebral Concussion“, ASME 60-WA-273. American Society of Mechanical Engineers, New York (1961)
- 41 R. MATTEM, F. SCHUELER and G. SCHMIDT, „Dynamic Fronto-Occipital Head Loading of Helmet Protected Cadavers“, AGARD Conference Proceedings No. 322, Ref. No. 3, Cologne, West Germany (1982)
 - 42 D. MOHAN, B. M. BOWMAN, R. G. SNYDER and D. R. FOUST, „A Biomechanical Analysis of Head Impact Injuries to Children“, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 101, No. 4 (1979)
 - 43 A. NAHUM, C. WARD, D. SCHNEIDER, F. RAASCH and S. ADAMS, „A study of Impacts to the Lateral Protected and Unprotected Head“, Proceedings of the 25th Stapp Car Crash Conference (1981)
 - 44 A. NAHUM, R. SMITH, F. RAASCH and C. WARD, „Intracranial Pressure Relationship in the Protected and Unprotected Head“, Proceedings of the 23rd Stapp Car Crash Conference (1979)
 - 45 A. NAHUM, C. WARD, D. SCHNEIDER, F. RAASCH and S. ADAMS, „Experimental Studies of Side Impact to the Human Head“, Proceedings of the 24th Stapp Car Crash Conference (1980)
 - 46 A. NAHUM, J. D. GATTS, C. W. GADD and J. DANFORTH, „Impact Tolerance of the Skull and Face“, Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference (1986)
 - 47 A. NAHUM, R. SMITH and C. WARD, „Intracranial Pressure Dynamics During Head Impact“, Proceedings of the 21st Stapp Car Crash Conference (1977)
 - 48 A. NAHUM and R. SMITH, „An Experimental Model for Closed Head Impact Injury“, Proceedings of the 20th Stapp Car Crash Conference (1976)
 - 49 A. NAHUM and C. WARD, „Mechanism of Head Impact Injury and Modification by Helmet Protection“, AGARD Conference Proceedings No. 322, Ref. No. 2, Cologne, West Germany (1982)
 - 50 J. A. NEWMAN, „Head Injury Criteria in Automotive Crash Testing“, Proceedings of the 24th Stapp Car Crash Conference (1980)
 - 51 J. A. NEWMAN, „A Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT)“, Proceedings of the 1986 IRCOBI Conference (1986)
 - 52 G. S. NUSHOLTZ, P. S. KAIKER and R. J. LEHMAN, „Critical Limitation of Significant Factors in Head Injury Research“, Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference (1986)
 - 53 G. S. NUSHOLTZ, P. LUX, P. KAIKER and M. A. JANICKI, „Head Impact Response – Skull Deformation and Angular Accelerations“, Proceedings of the 28th Stapp Car Crash Conference (1984)
 - 54 G. W. NYQUIST, P. C. BEGMAN, A. I. KING and H. J. MERTZ, „Correlation of Field Injuries and GM Hybrid III Dummy Responses for Lap-Shoulder Belt Restraint“, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 102, No. 2 (1980)
 - 55 A. K. OMMAYA, P. YARNELL, A. E. HIRSCH and E. H. HARRIS, „Scaling of Experimental Data on Cerebral Concussion in Subhuman Primates to Concussion Threshold for Man“, Proceedings of the 11th Stapp Car Crash Conference (1967)
 - 56 A. K. OMMAYA and T. A. GENNARELLI, „Cerebral Concussion and Traumatic Unconsciousness – Correlations of Experimental and Clinical Observations on Blunt Head Injuries“, *Brain*, 97 (1974)
 - 57 A. K. OMMAYA and K. DIGGERS, „A Study of Head and Neck Injury Mechanisms by Reconstruction of Automobile Accidents“, Proceedings of the 1985 IRCOBI Conference (1985)
 - 58 A. K. OMMAYA, „Head Injury Mechanisms, Final Report“, Report DOT-HS- 800-859 (1973)
 - 59 A. K. OMMAYA, F. J. FISCH, R. M. MAHONE, O. CORRAO and F. LETCHER, „Comparative Tolerances for Cerebral Concussions by Head Impact and Whiplash Injury in Primates“, International Automobile Safety Conference Compendium, Detroit, Michigan (1970)
 - 60 K. ONO, A. KIKUCHI, M. NAKAMURA, H. KOBAYASHI and N. NAKAMURA, „Human Head Tolerance to Sagittal Impact Reliable Estimation Deduced from Experimental Head Injury Using Subhuman Primates and Human Cadaver Skulls“, Proceedings of the 24th Stapp Car Crash Conference (1980)
 - 61 A. J. PARKER, „Angular Accelerations of the Head“, The Hymatic Engineering Company Limited, Redditch, Worcesterstershire PTM 163 (1965)
 - 62 L. M. PATRICK, „Trauma as a Function of Forces and Accelerations in Collisions“, Final Report Contract No. MVMA (AMA) No. WSU 7101-C19 (1974)
 - 63 H. D. POHTNOY, D. BENJAMIN, M. BRIAN, L. E. McCOY, B. PINCE, R. EDGERTON and J. YOUNG, „Intracranial Pressure and Head Acceleration During Whiplash“, Proceedings of the 14th Stapp Car Crash Conference (1970)
 - 64 P. PRASAD and R. P. DANIEL, „A Biomechanical Analysis of Head, Neck and Torso Injuries to

- Child Surrogates Due to Sudden Torso Acceleration“, Proceedings of the 28th Stapp Car Crash Conference (1984)
- 65 SAE Recommended Practice J885a, „Human Tolerance to Impact Conditions as Related Motor Vehicle Design“
- 66 J. M. SEELIG, D. P. BECKER, et al., „Traumatic Acute Subdural Hematoma“, N. ENGL. J. MED, 304 (1981)
- 67 H. SEKINO, N. NAKAMURA et al., „Brain Contusion Detected by CT Scans in Minor Head Injury“, Neuro Traumatology (1979)
- 68 K. SELLIER, „Das Schädel-Hirn-Trauma“, Zeitschrift Rechtsmedizin 68 (1971)
- 69 D. M. SEVERY, D. M. BLAISDELL and L. S. HORN, „Motorist Head and Body Impact Analysis, Methodologies and Reconstruction“, in: Field Accidents: Data Collection, Analysis, Methodologies, and Crash Injury Reconstruction, SAE Publication P 159 (1985)
- 70 C. H. SPENNY, „Performance Criteria for a Mechanical Head/Neck that Predicts Secondary Impact Force Levels During Frontal Flexion“, Proceedings of the 31st Stapp Car Crash Conference (1987)
- 71 R. L. STALNAKER, C. A. LIN and D. A. GUENTHER, „The Application of the New Mean Strain Criterion (NMSC)“, Proceedings of the 1985 IRCOBI Conference (1985)
- 72 R. L. STALNAKER, J. MELVIN, G. NUSHOLTZ, N. ALEM and J. BENSON, „Head Impact Response“, Proceedings of the Twenty-First Stapp Car Crash Conference, October 1977
- 73 R. L. STALNAKER, V. L. ROBERTS and J. M. McELHANEY, „Side-Impact Tolerance to Blunt Trauma“, Proceedings of the 17th Stapp Car Crash Conference (1973)
- 74 J. P. STAPP, „Human Tolerance to Deceleration“, The American Journal of Surgery, 93 (1957)
- 75 L. E. THIBAUT and T. A. GENNARELLI, „The Development of Intracranial Tissue Component Failure Criteria as a Consequence of Controlled Inertial Loading“, AGARD Conference Proceedings No. 322, Ref. No. 11, Cologne West Germany (1982)
- 76 R. J. UNTERHARNSCHEIDT, „Translational Versus Rotational Acceleration – Animal Experiments with Measured Input“, Proceedings of the 15th Stapp Car CmsH Conference (1971)
- 77 R. WAGNER, „A 30 mph Front/Rear Crash with Human Test Persons“, Proceedings of the 23rd Stapp Car Crash Conference (1979)
- 78 J. WISMANS, M. PHILIPPENS and E. V. OOR-
- SCHOT, „Comparison of Human Volunteer and Cadaver Head-Neck Response in Frontal Flexion“, Proceedings of the 31st Stapp Car Crash Conference (1987)

Anhang
Abbildungen 1 bis 18

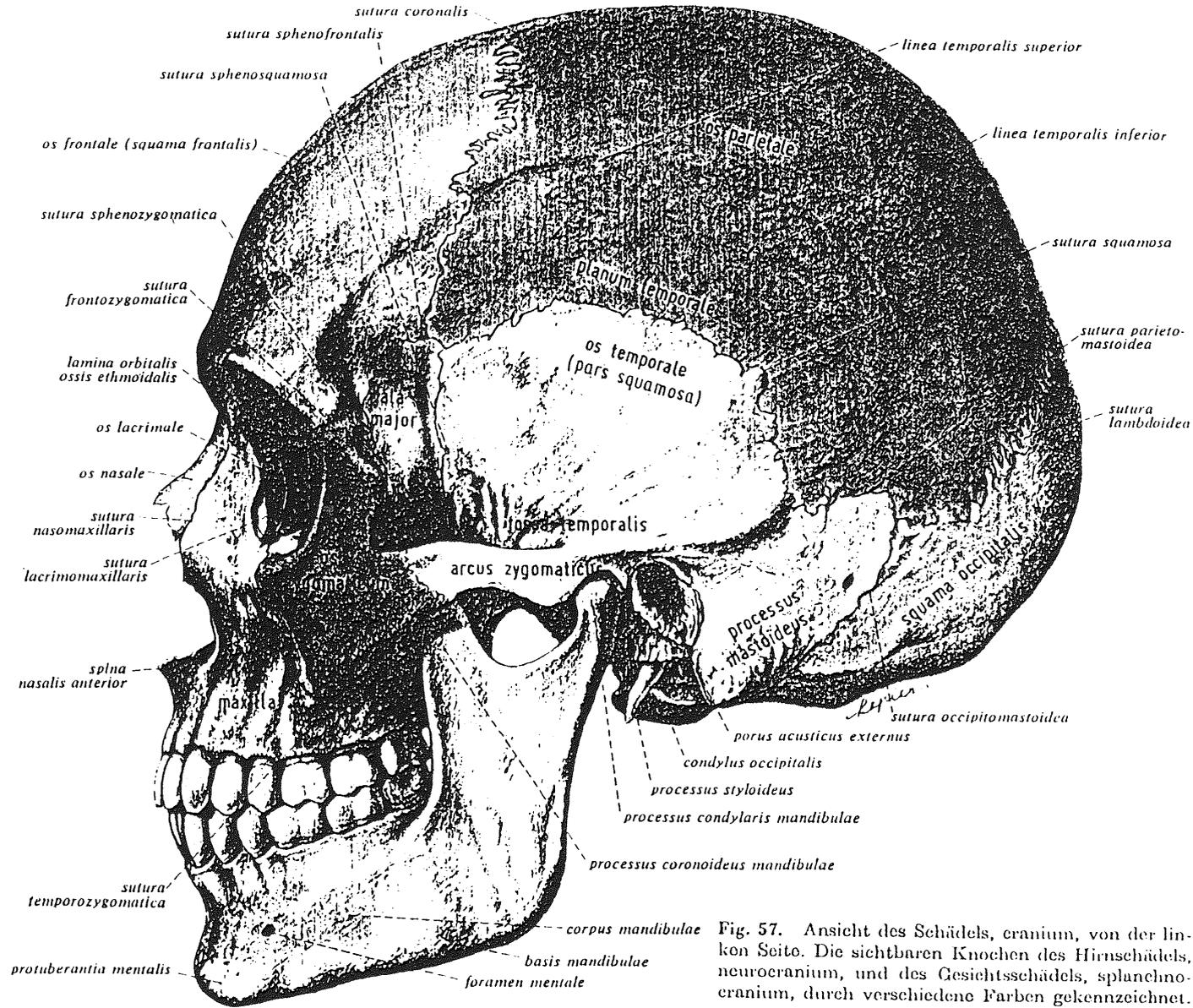


Fig. 57. Ansicht des Schädels, cranium, von der linken Seite. Die sichtbaren Knochen des Hirnschädels, neurocranium, und des Gesichtsschädels, splanchnocranium, durch verschiedene Farben gekennzeichnet.

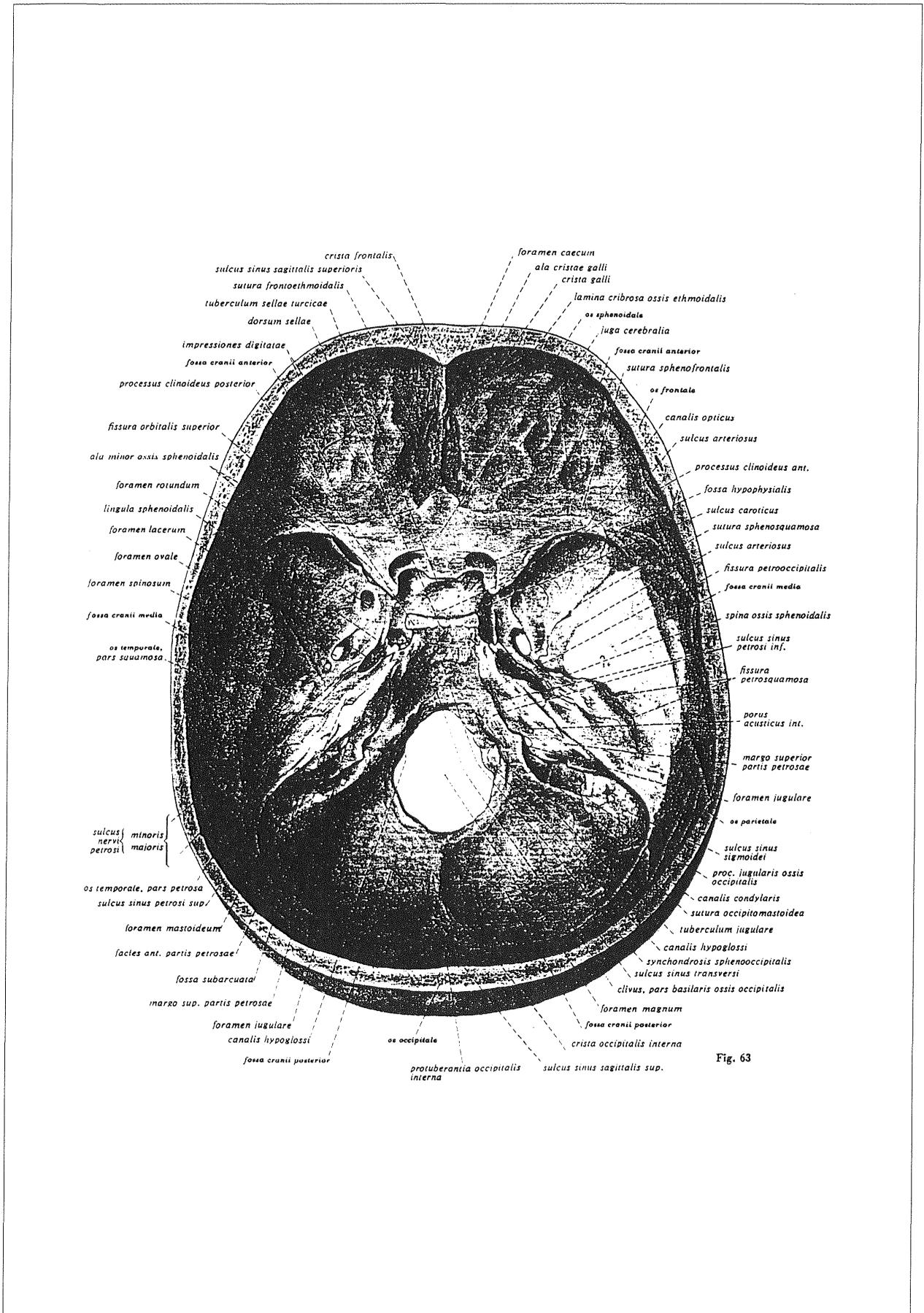
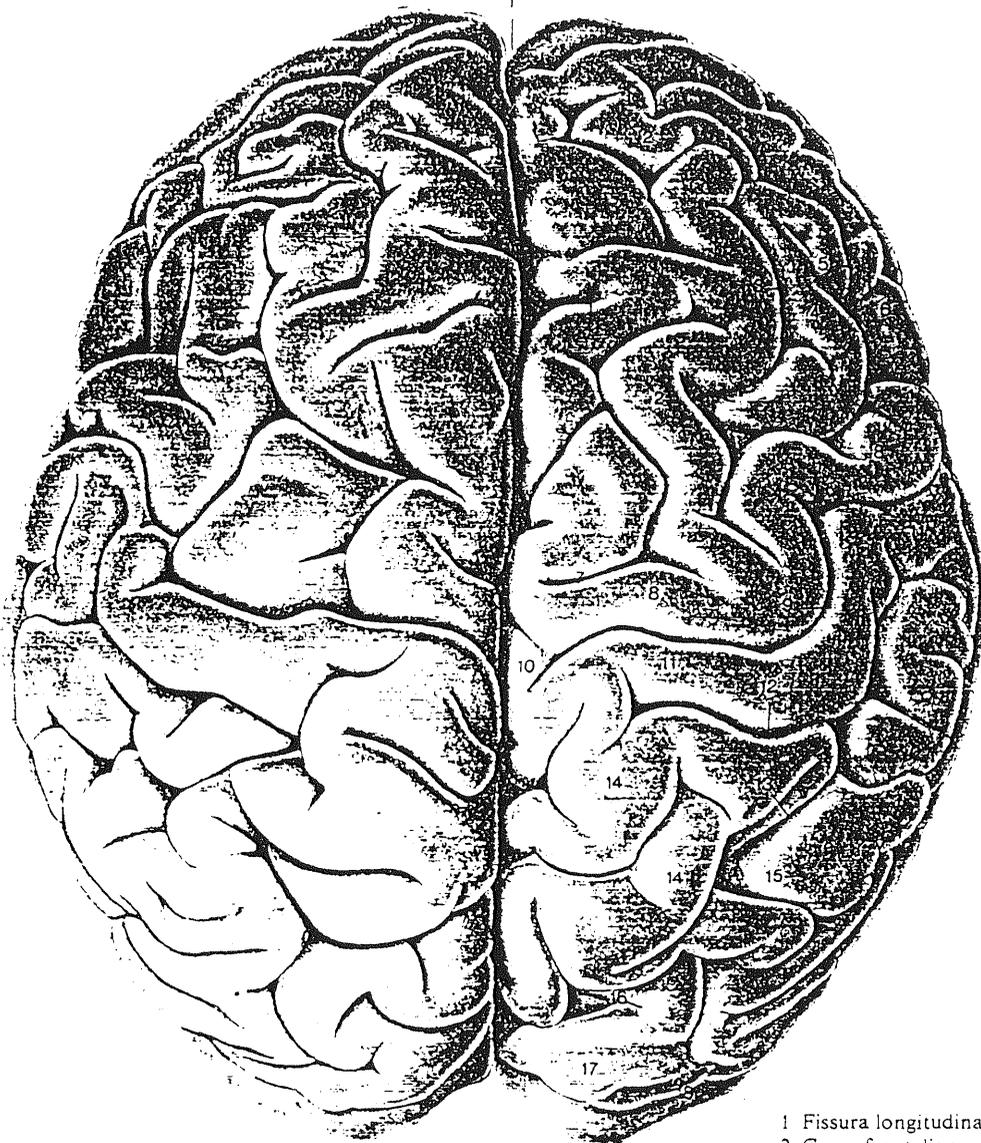


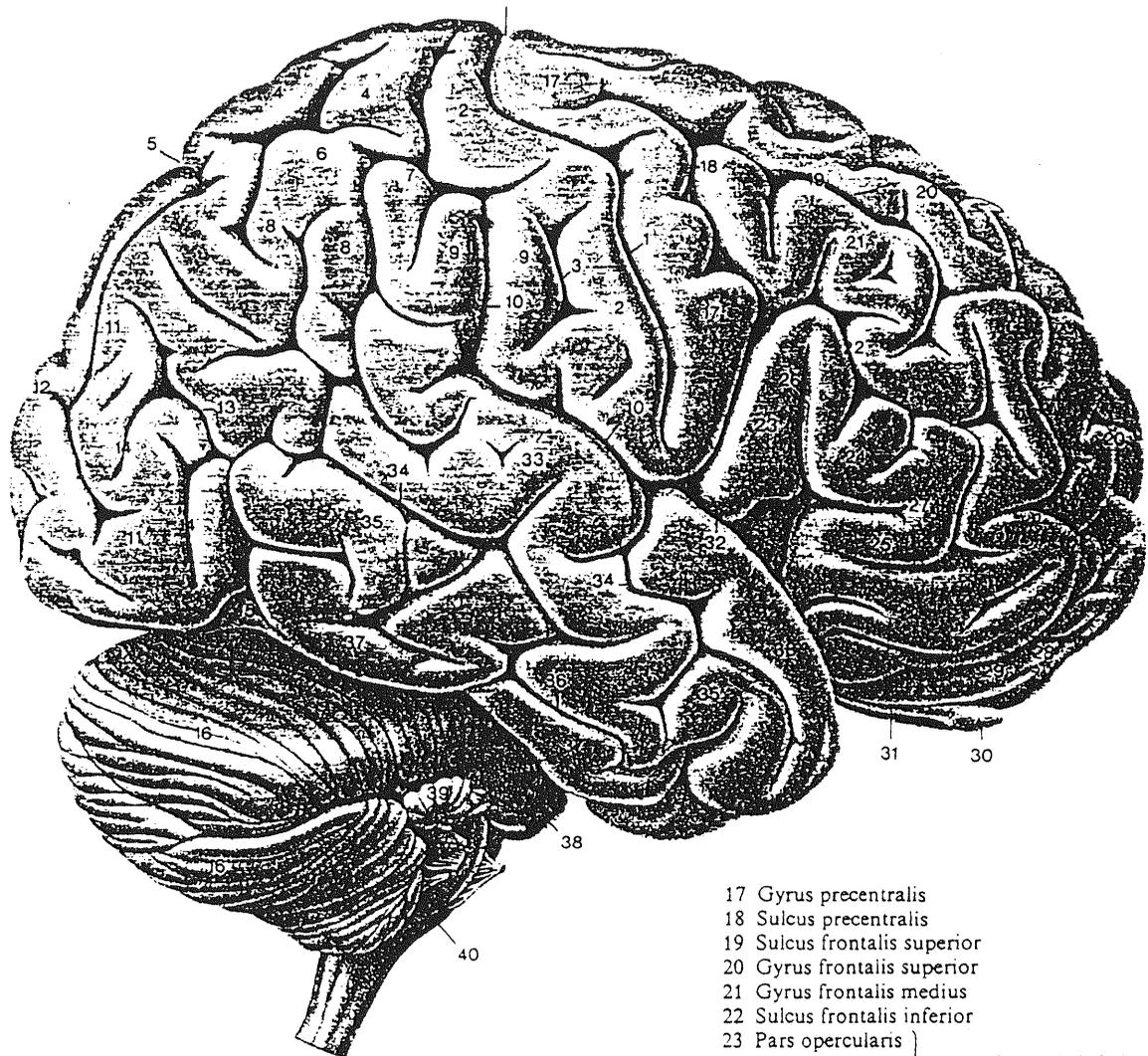
Fig. 63

Abbildung 1 b: Anatomie des Schädels (Aufsicht eröffnete Schädelbasis aus I 6)



- 1 Fissura longitudinalis cerebri
- 2 Gyrus frontalis superior
- 3 Sulcus frontalis superior
- 4 Gyrus frontalis medius
- 5 Sulcus frontalis inferior
- 6 Gyrus frontalis inferior
- 7 Sulcus precentralis
- 8 Gyrus precentralis
- 9 Sulcus centralis
- 10 Lobulus paracentralis
- 11 Gyrus postcentralis
- 12 Sulcus postcentralis
- 13 Sulcus intraparietalis
- 14 Lobulus parietalis superior
- 15 Lobulus parietalis inferior
- 16 Sulcus parieto-occipitalis
- 17 Gyri occipitales
- 18 Sulci occipitales

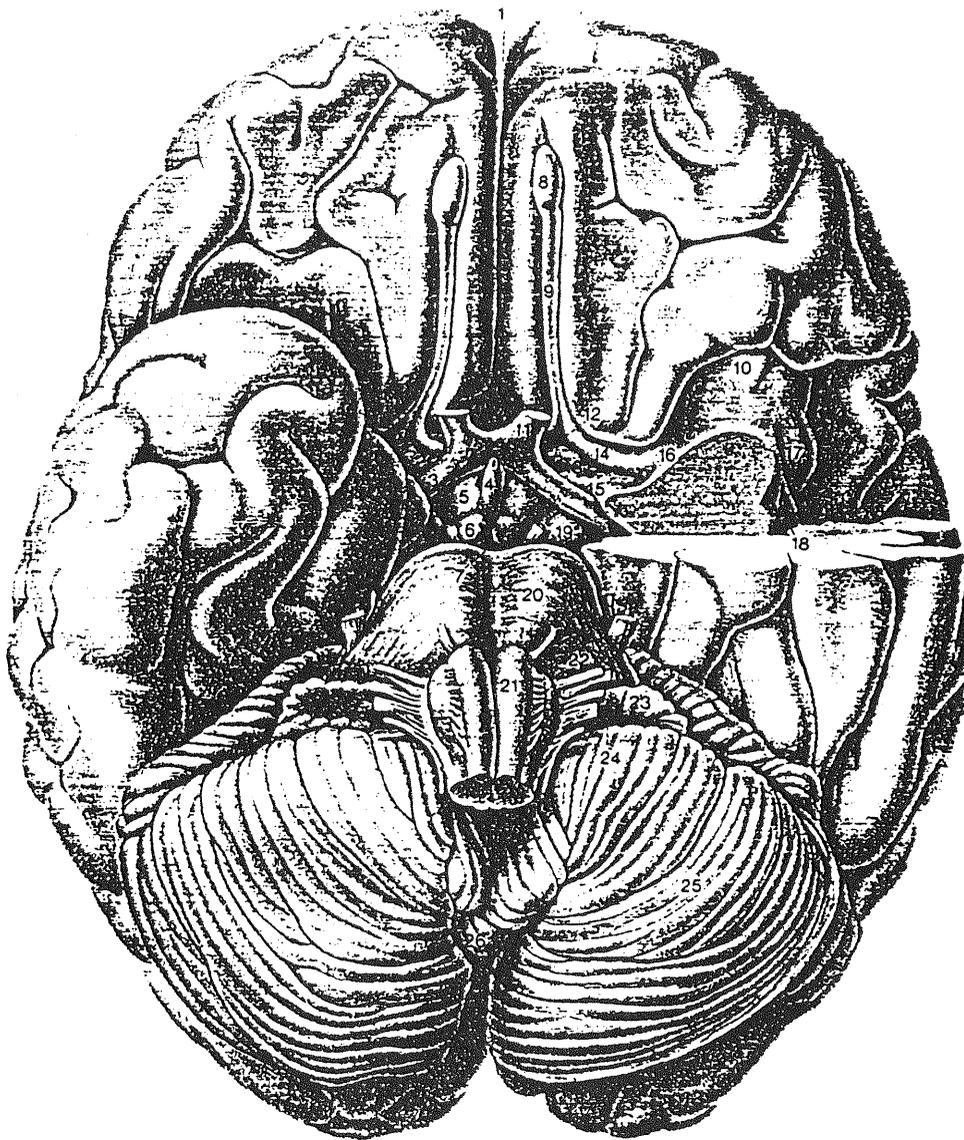
Abbildung 1 c: Anatomie des Gehirns (aus I 7) – Aufsicht auf das Gehirn von oben (1/1×)



- 1 Sulcus centralis
- 2 Gyrus postcentralis
- 3 Sulcus postcentralis
- 4 Lobulus parietalis superior
- 5 Sulcus parieto-occipitalis
- 6 Lobulus parietalis inferior
- 7 Sulcus intraparietalis
- 8 Gyrus angularis
- 9 Gyrus supramarginalis
- 10 Sulcus lateralis, ramus posterior
- 11 Gyri occipitales
- 12 Sulcus lunatus
- 13 Sulcus occipitalis anterior
- 14 Sulci occipitales
- 15 Incisura preoccipitalis
- 16 Hemispherium cerebelli

- 17 Gyrus precentralis
- 18 Sulcus precentralis
- 19 Sulcus frontalis superior
- 20 Gyrus frontalis superior
- 21 Gyrus frontalis medius
- 22 Sulcus frontalis inferior
- 23 Pars opercularis
- 24 Pars triangularis
- 25 Pars orbitalis
- 26 Sulcus lateralis, ramus ascendens
- 27 Sulcus lateralis, ramus anterior
- 28 Sulci orbitales
- 29 Gyri orbitales
- 30 Bulbus olfactorius
- 31 Tractus olfactorius
- 32 Sulcus lateralis
- 33 Gyrus temporalis superior
- 34 Sulcus temporalis superior
- 35 Gyrus temporalis medius
- 36 Sulcus temporalis inferior
- 37 Gyrus temporalis inferior
- 38 Pons
- 39 Flocculus
- 40 Medulla oblongata

Abbildung 1 d: Anatomie des Gehirns (aus I 7) – Lateralansicht des Gehirns (1/1x)



- | | | |
|----------------------------------|----------------------------------|--|
| 1 Fissura longitudinalis cerebri | 8 Bulbus olfactorius | 18 Gyrus longus insulae |
| 2 Chiasma opticum | 9 Tractus olfactorius | 19 Pedunculus cerebri |
| 3 Tractus opticus | 10 Polus insulae | 20 Pons |
| 4 Infundibulum | 11 Stria olfactoria medialis | 21 Pyramis |
| 5 Tuber cinereum | 12 Trigonum olfactorium | 22 Oliva |
| 6 Corpus mamillare | 13 Substantia perforata anterior | 23 Flocculus |
| 7 Fossa interpeduncularis | 14 Stria olfactoria lateralis | 24 Plexus choroideus ventriculi quarti |
| | 15 Gyrus diagonalis | 25 Hemispherium cerebelli |
| | 16 Limen insulae | 26 Vermis cerebelli |
| | 17 Gyri breves insulae | |

Abbildung 1 e: Anatomie des Gehirns (aus I 7) – Basalansicht des Gehirns. Der frontale Abschnitt des linken Temporallappens wurde entfernt, um die darunter liegenden Strukturen darzustellen (1/1x)

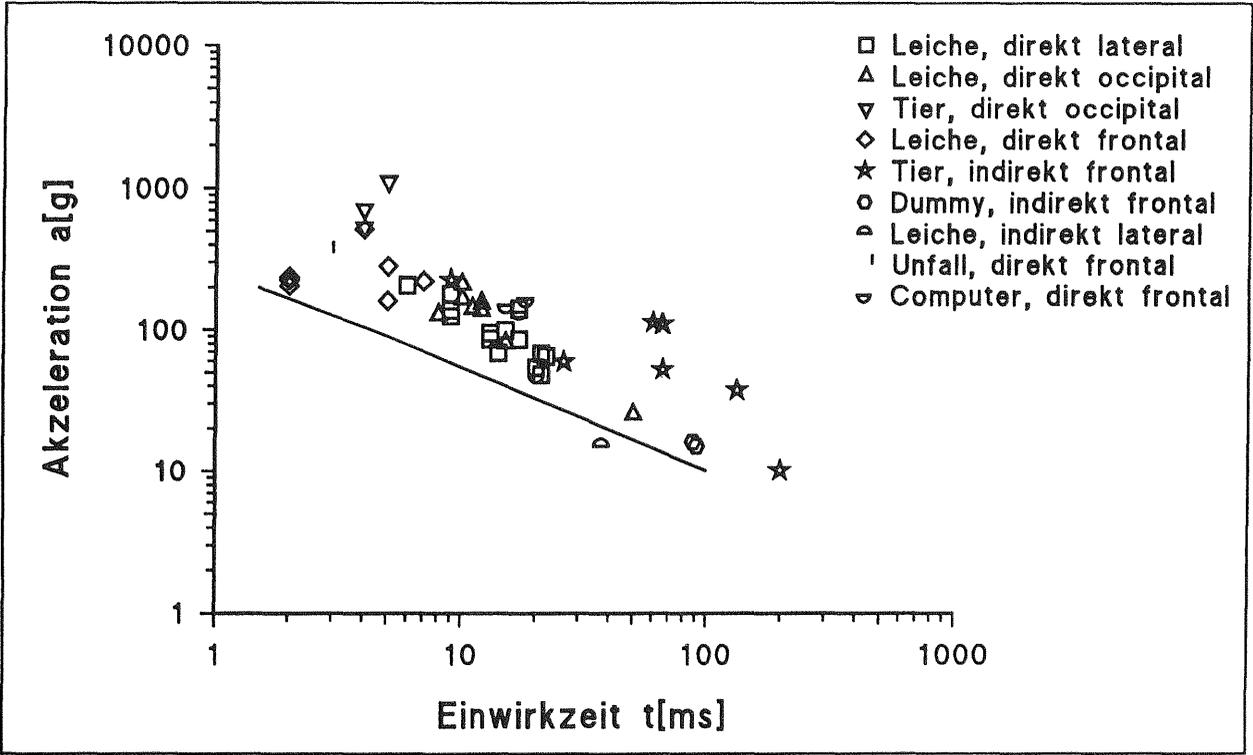


Abbildung 2: Translatorische Akzeleration und Verletzungsschwere AIS < 3

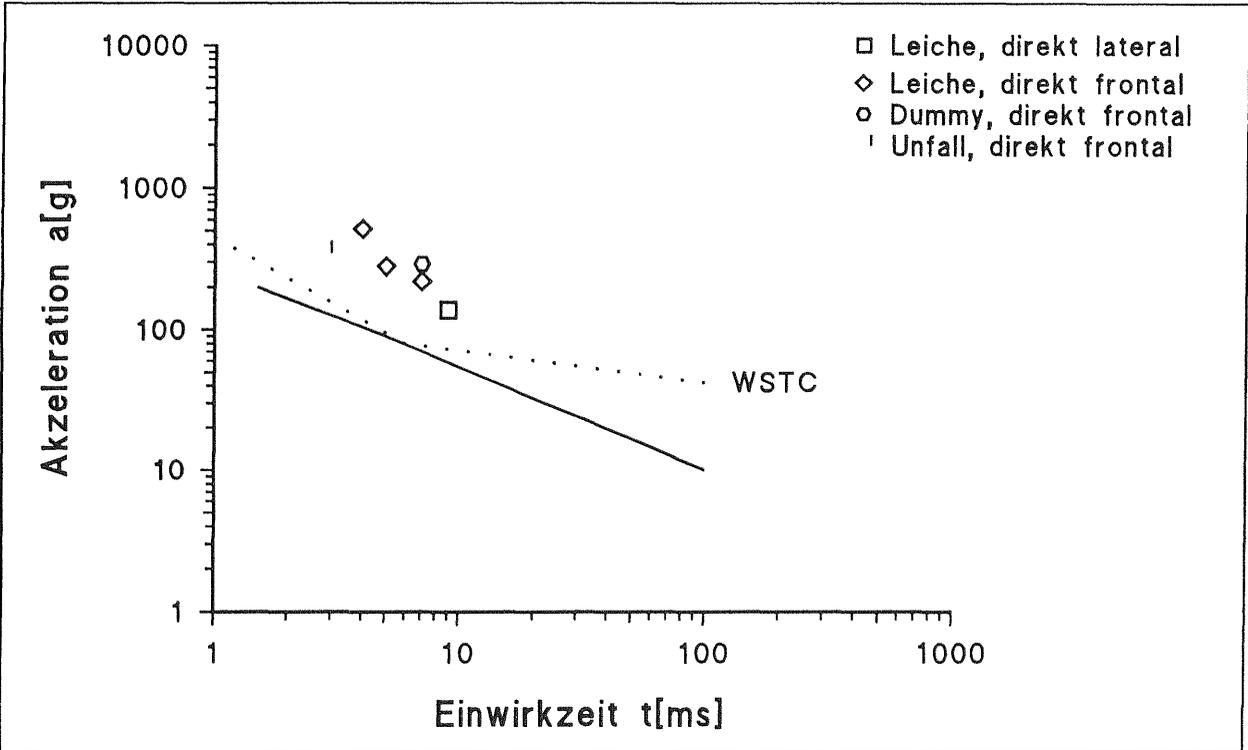


Abbildung 2 a: Translatorische Akzeleration und Verletzungsschwere AIS 2

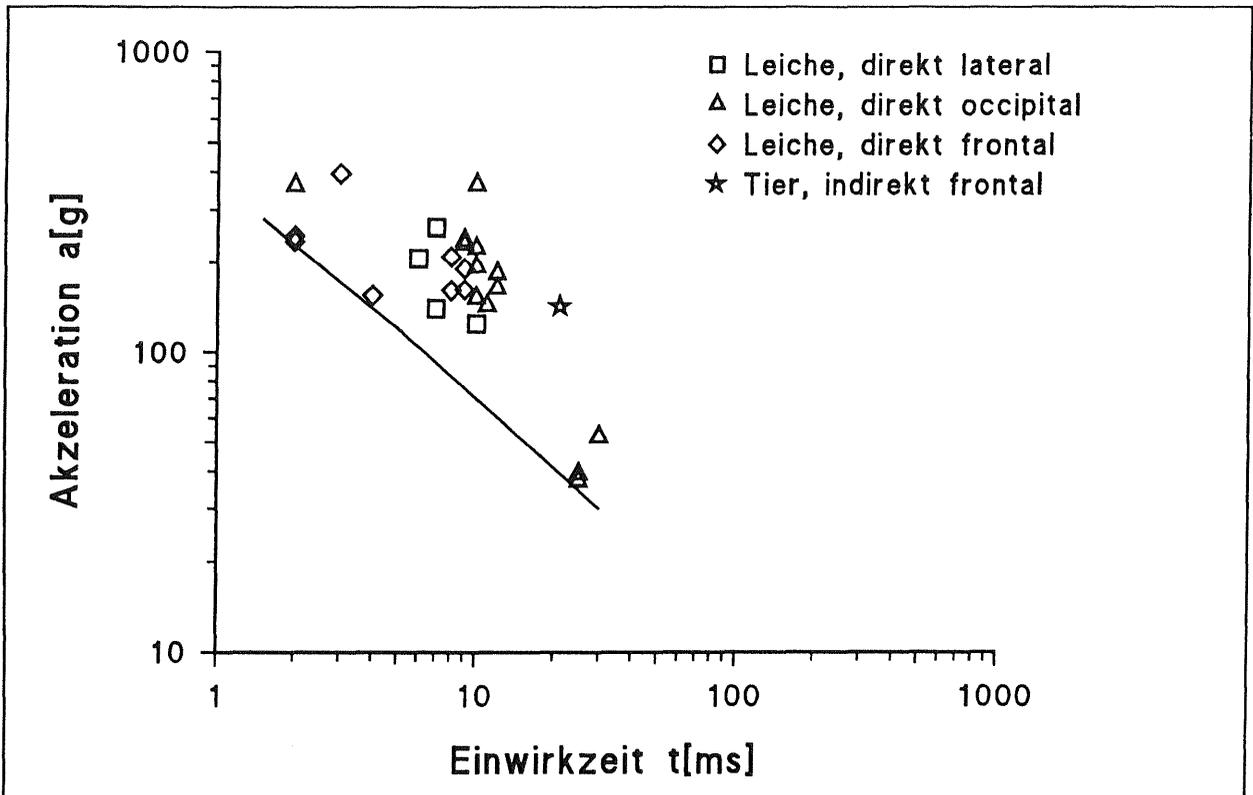


Abbildung 3: Translatorische Akzeleration und Verletzungsschwere AIS 3 oder AIS 4

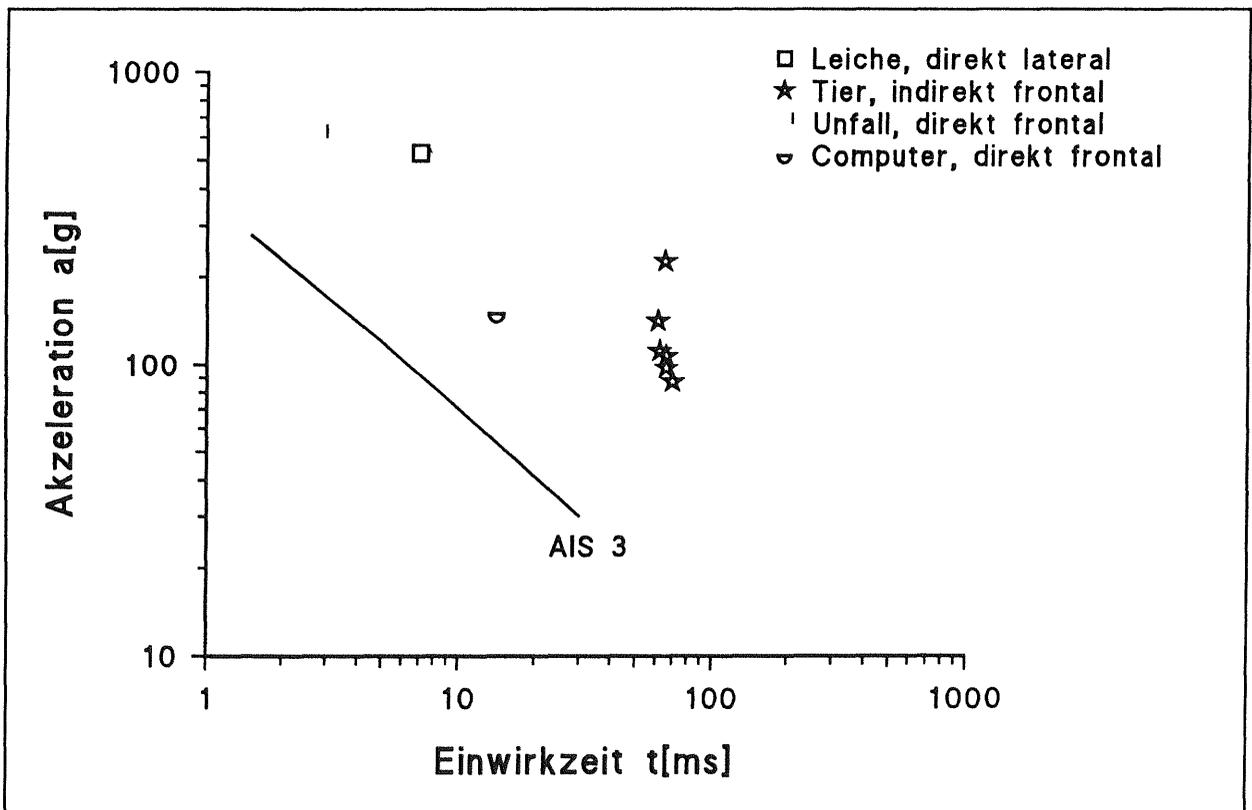


Abbildung 4: Translatorische Akzeleration und Verletzungsschwere AIS 5 oder AIS 6

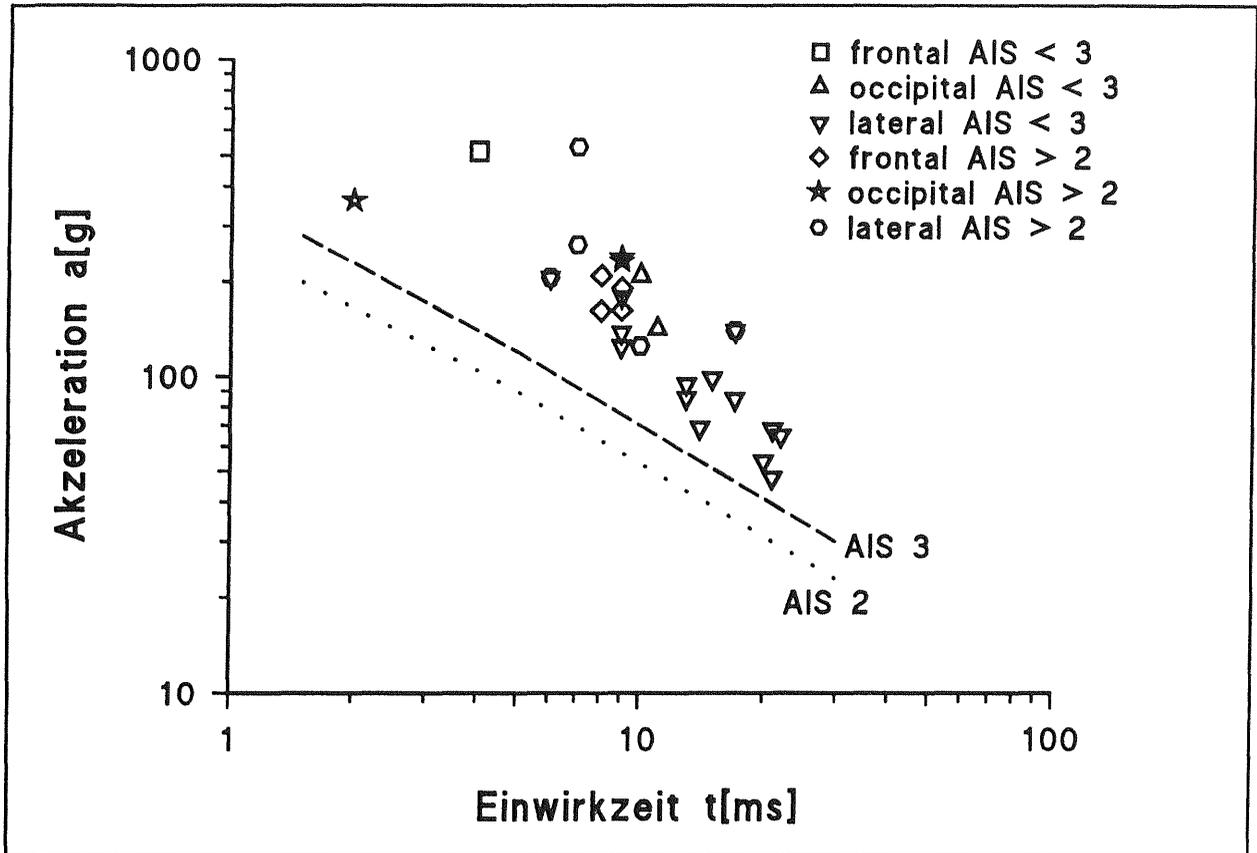


Abbildung 5: Translatorische Akzeleration und Aufprallrichtung (Stalnacker)

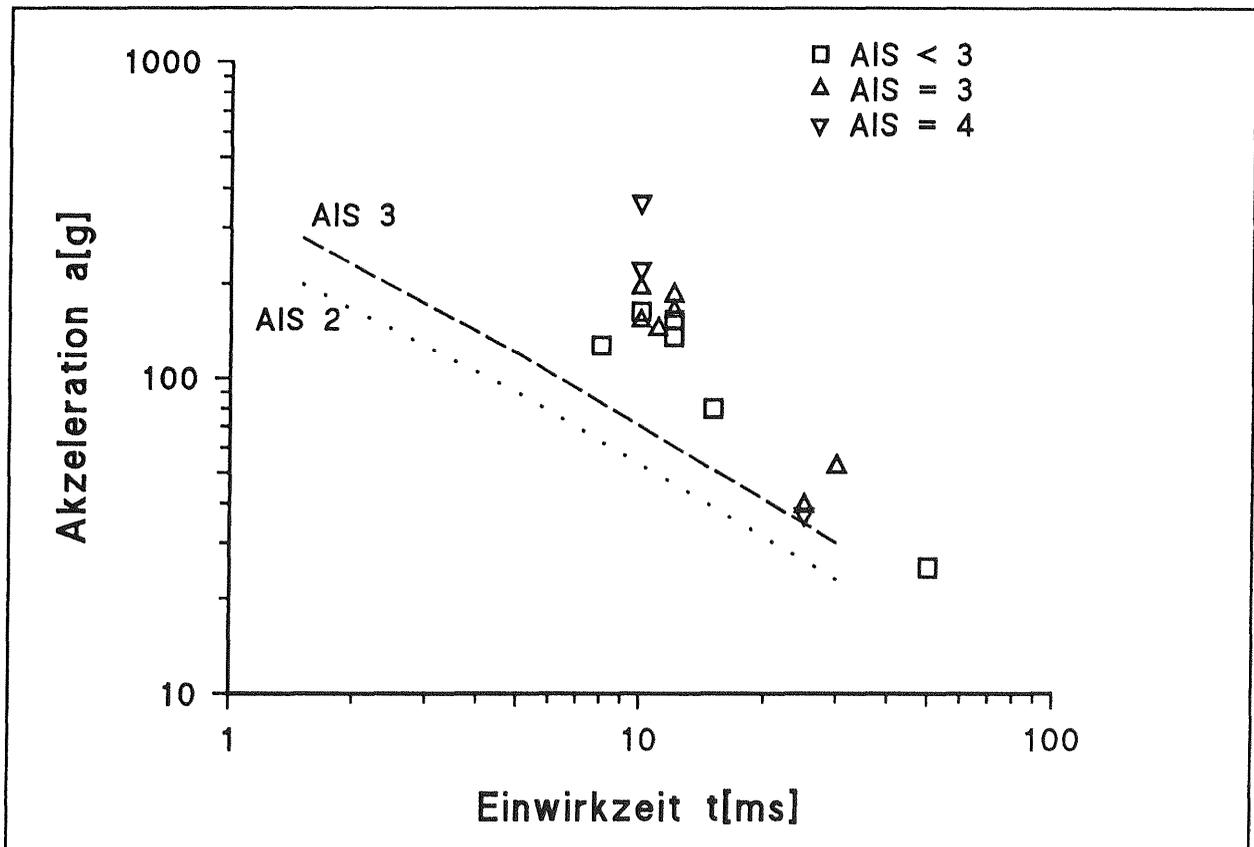


Abbildung 6: Translatorische Akzeleration und occipitale Aufprallrichtung (Nusholtz)

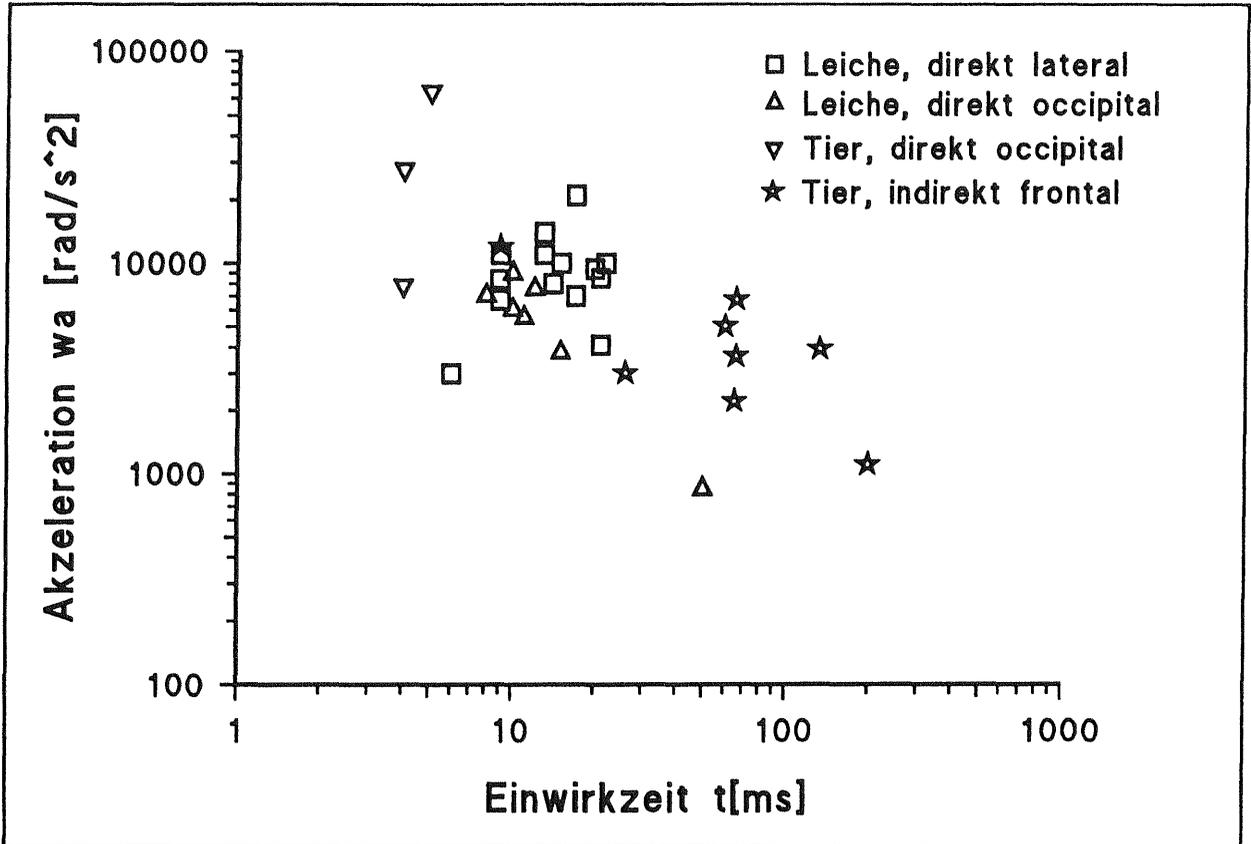


Abbildung 7: Rotatorische Akzeleration und Verletzungsschwere AIS < 3

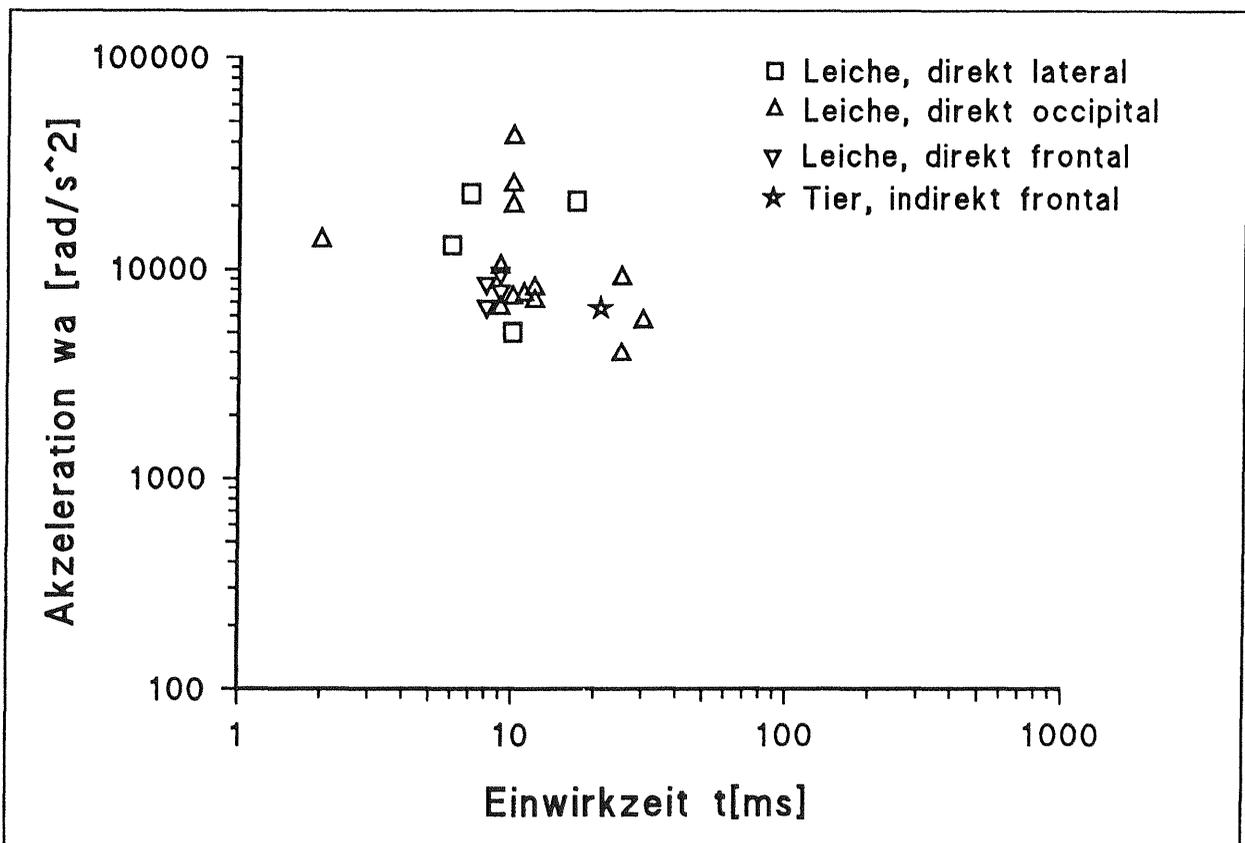


Abbildung 8: Rotatorische Akzeleration und Verletzungsschwere AIS 3 oder AIS 4

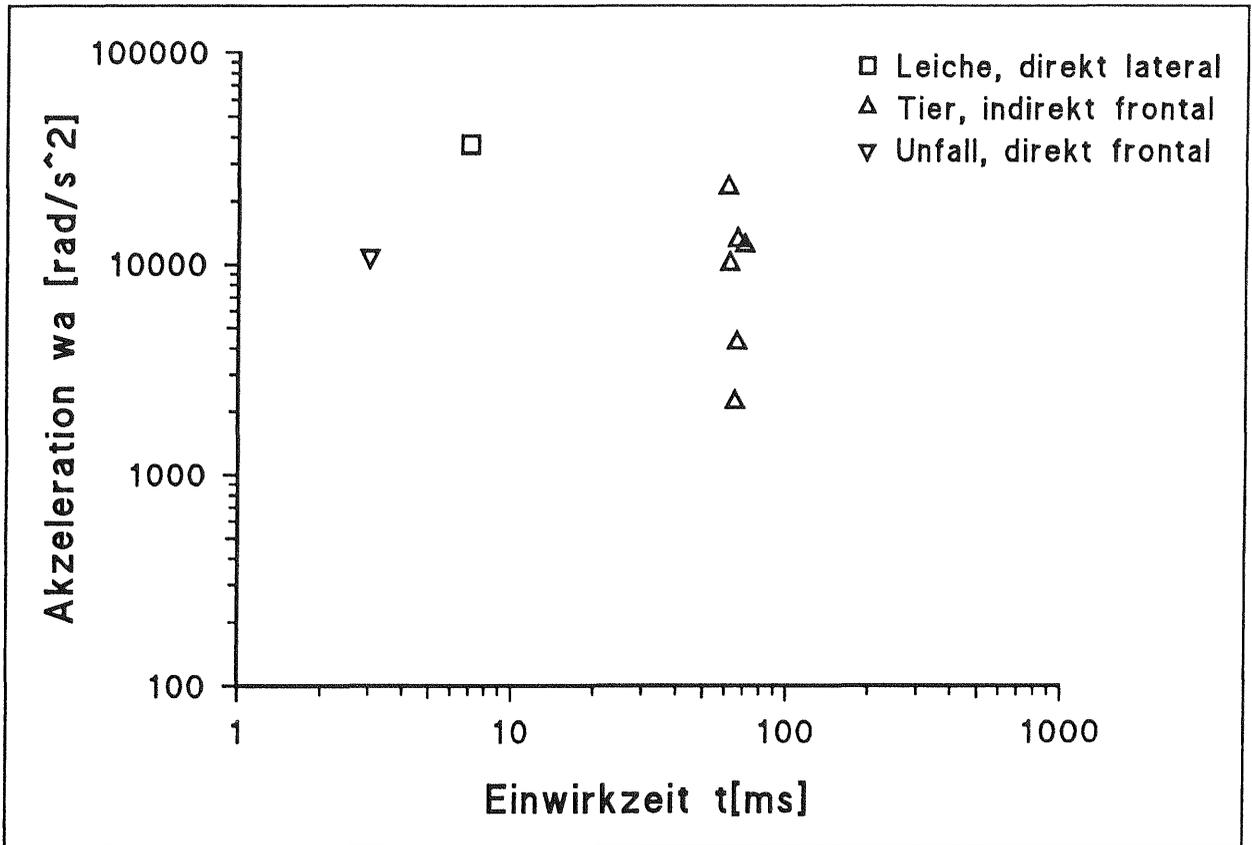


Abbildung 9: Rotatorische Akzeleration und Verletzungsschwere AIS 5 oder AIS 6

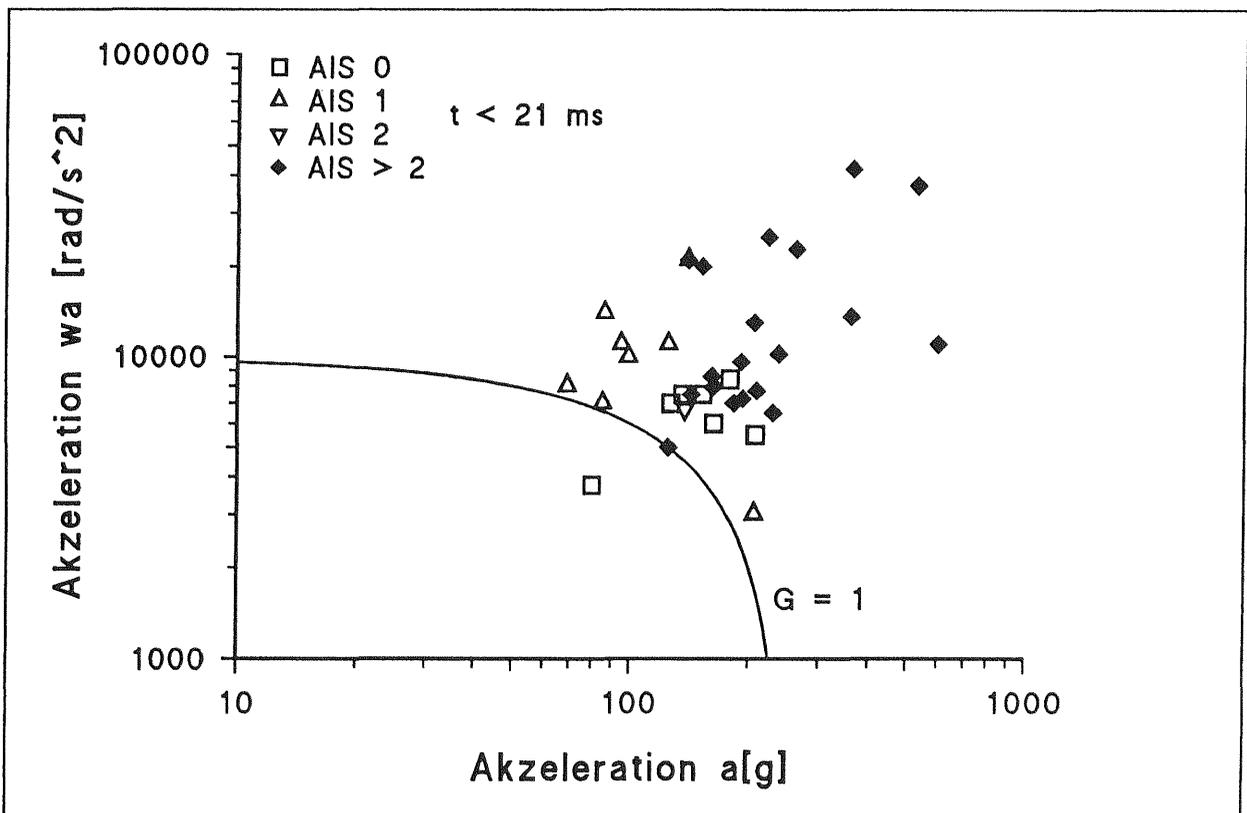


Abbildung 10: Translatorische und Rotatorische Akzeleration und Verletzungsschwere nach AIS (Einwirkzeit max 20 ms)

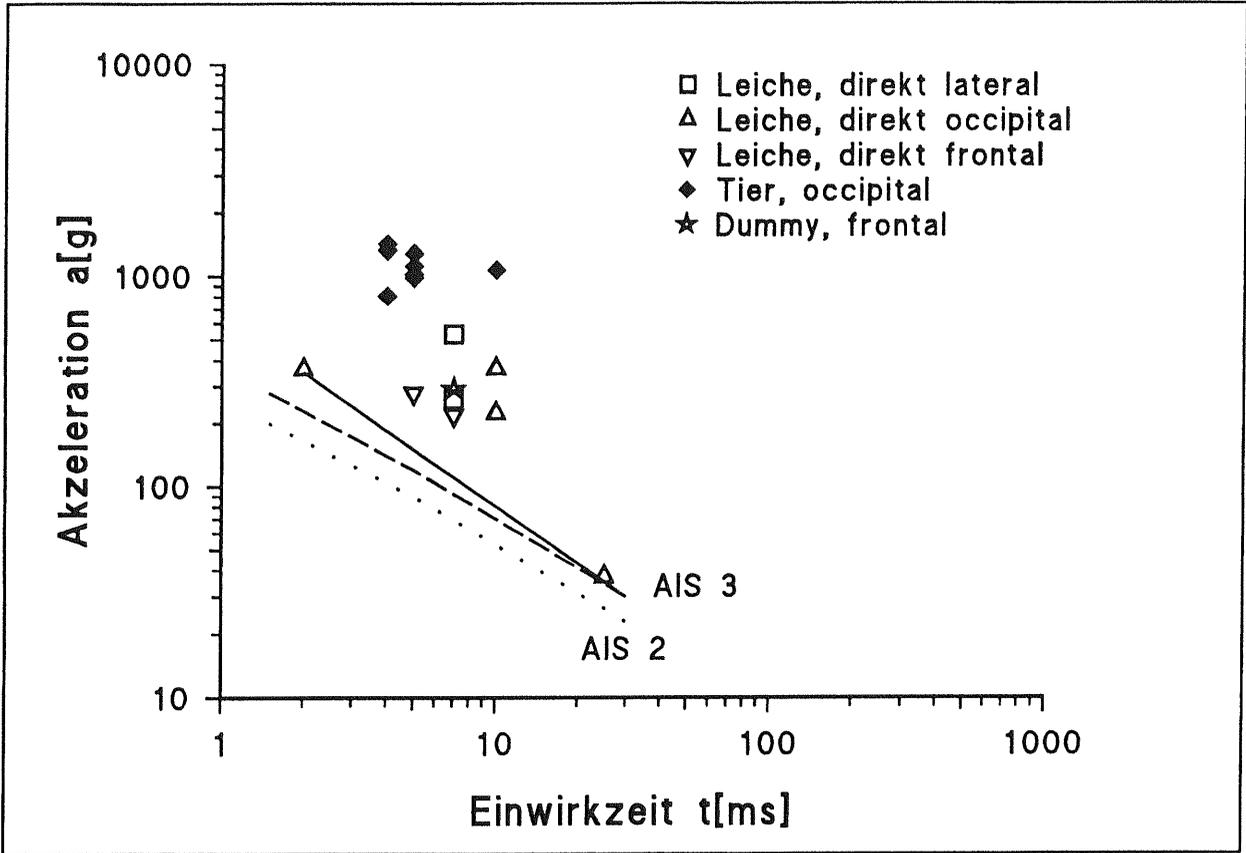


Abbildung 11: Translatorische Akzeleration und Schädelfrakturen

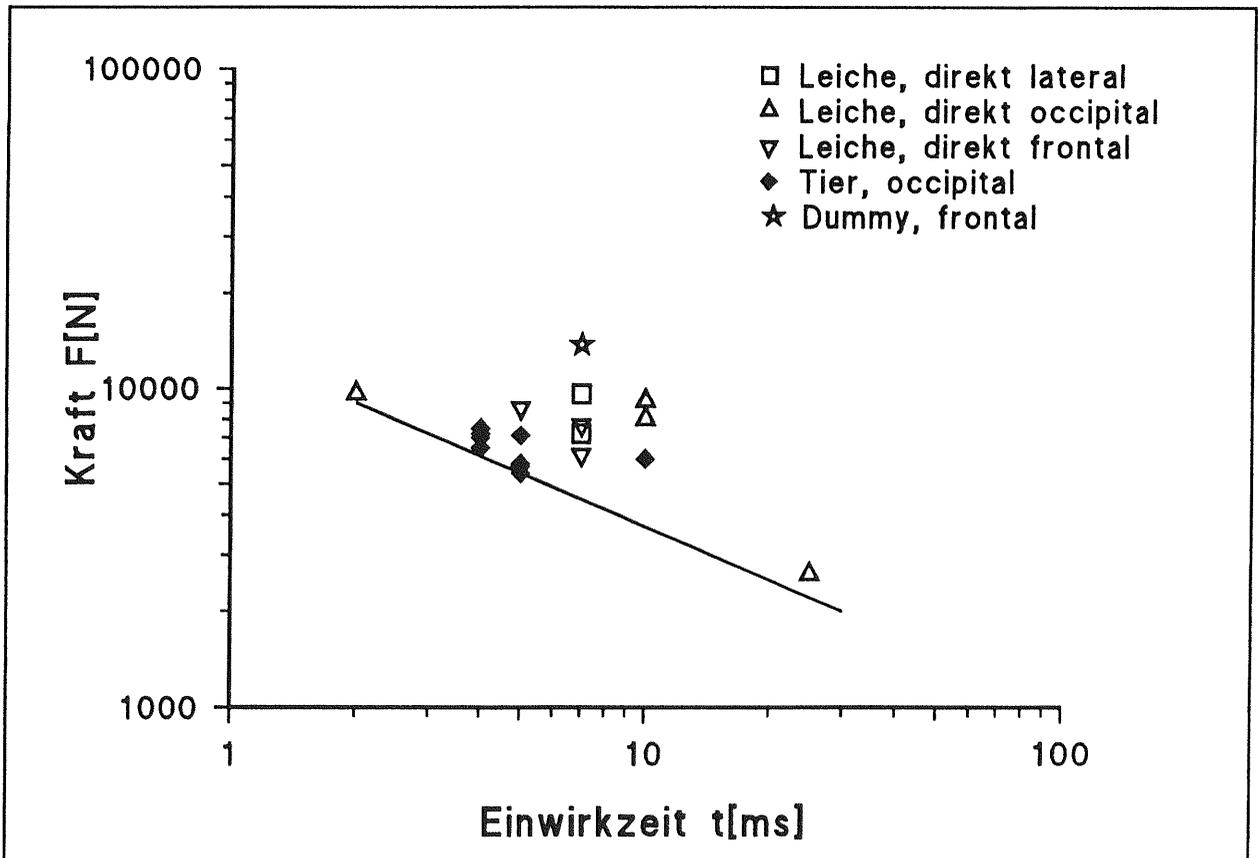


Abbildung 11 a: Kraft und Schädelfrakturen

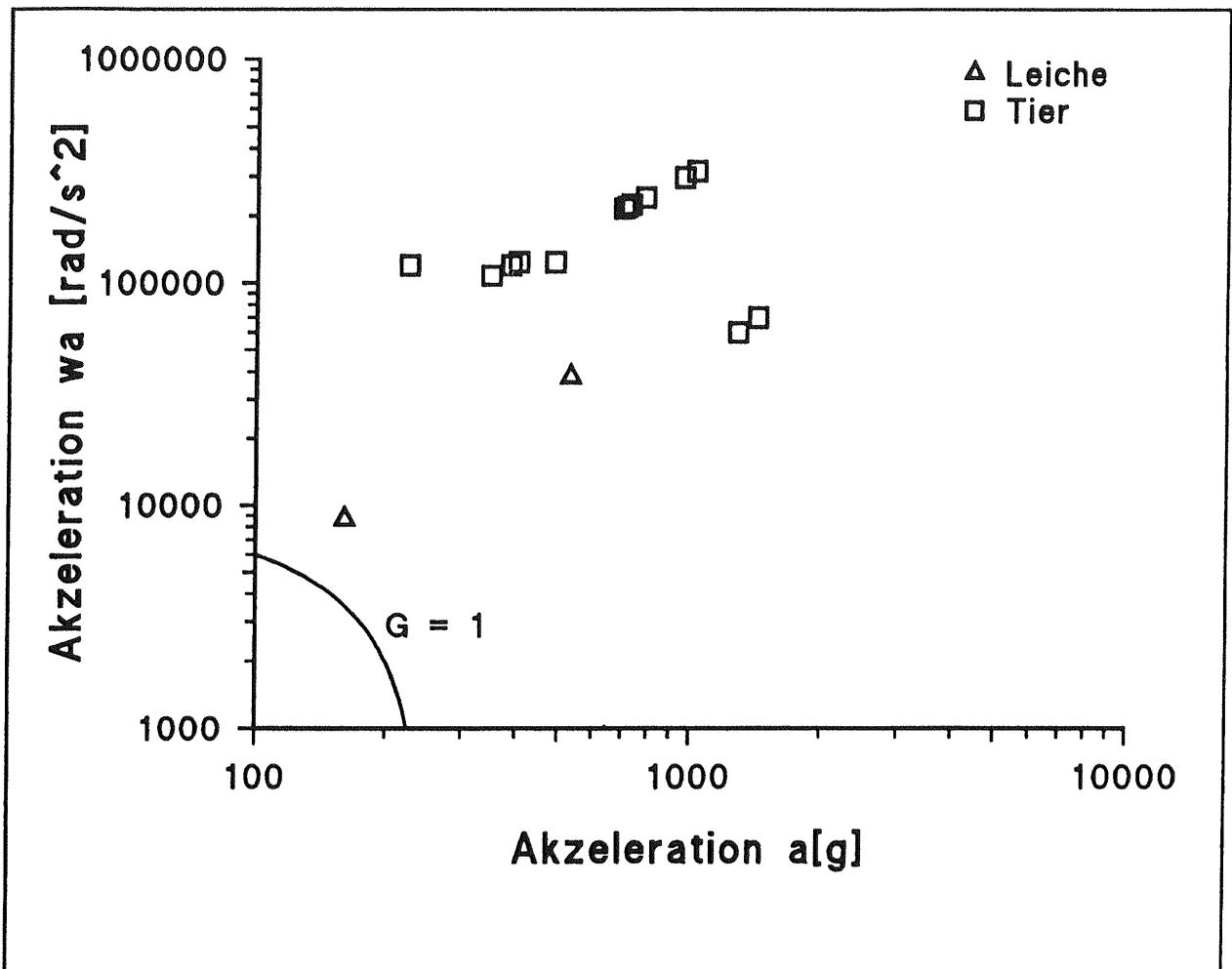


Abbildung 12: Translatorische und Rotatorische Akzeleration und Subdurale Haematome

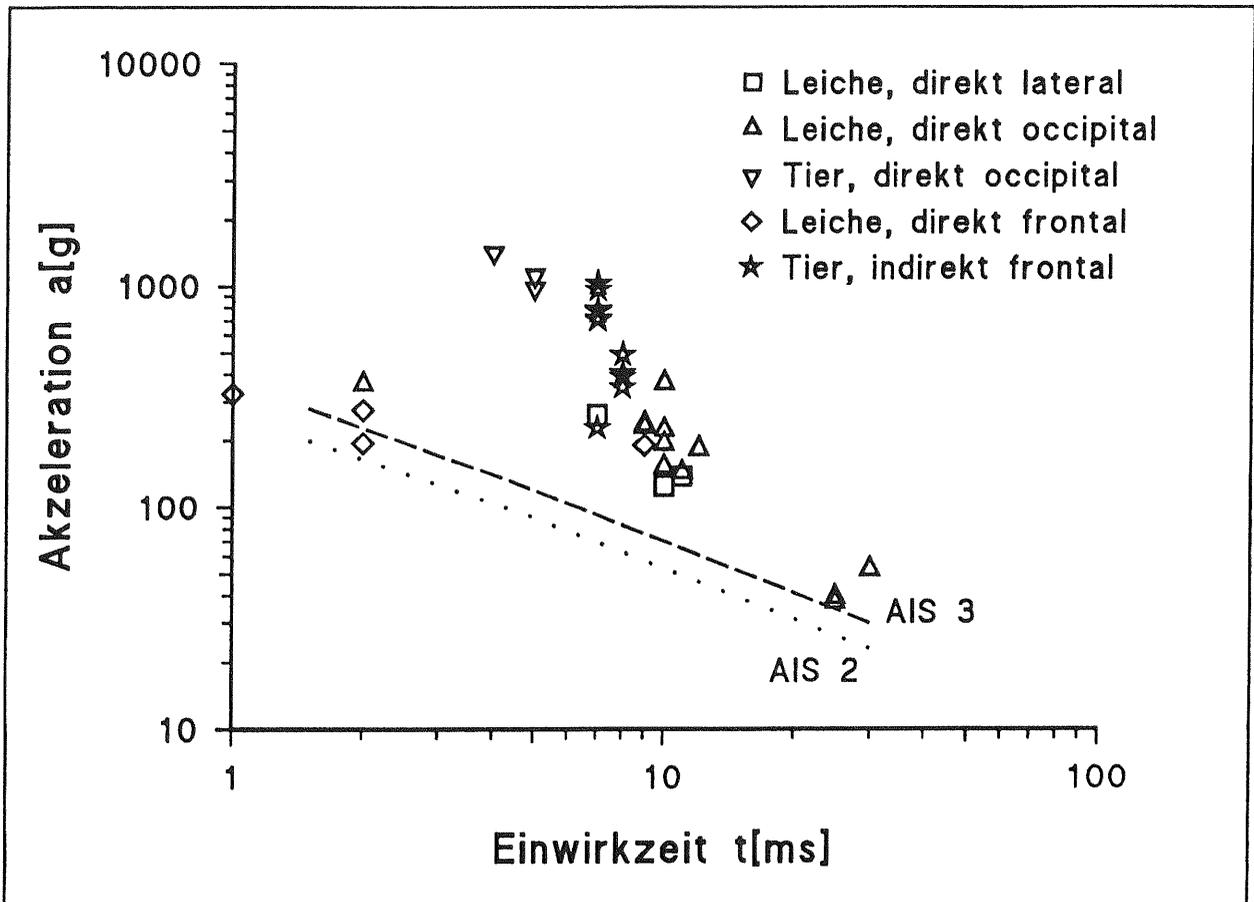


Abbildung 13: Translatorische Akzeleration und Subarachnoidale Blutungen

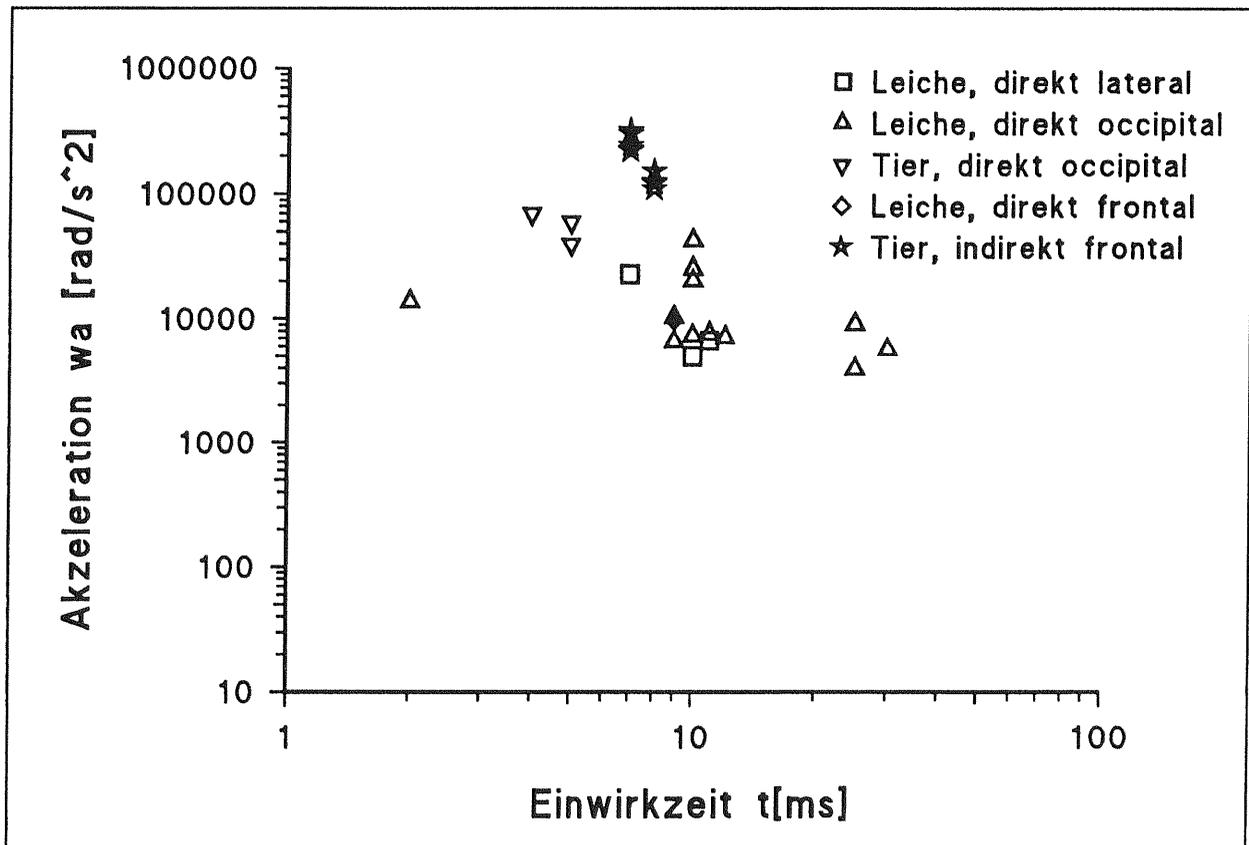


Abbildung 14: Rotatorische Akzeleration und Subarachnoidale Haematome

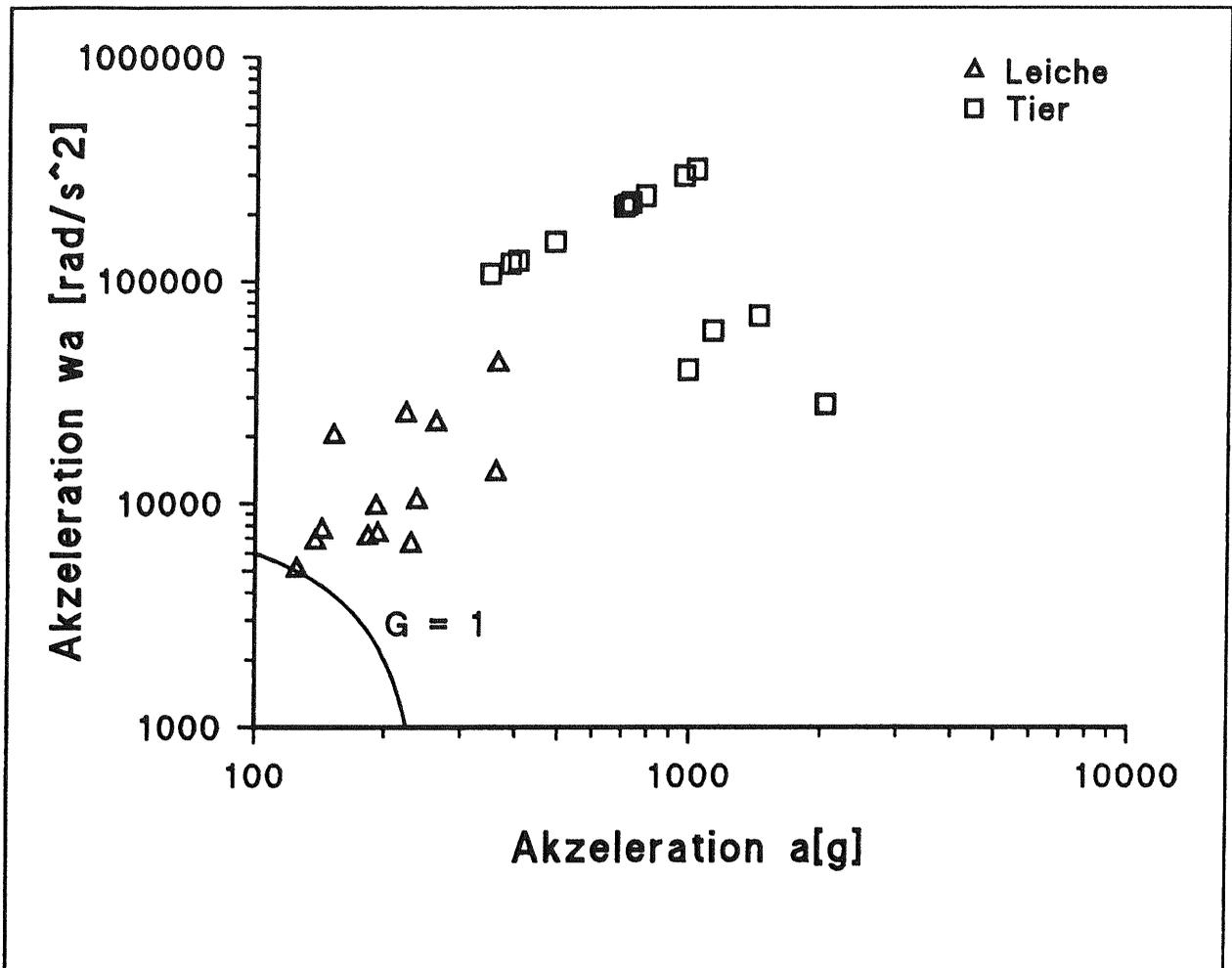


Abbildung 15: Translatorische und Rotatorische Akzeleration und Subarachnoidale Haematome

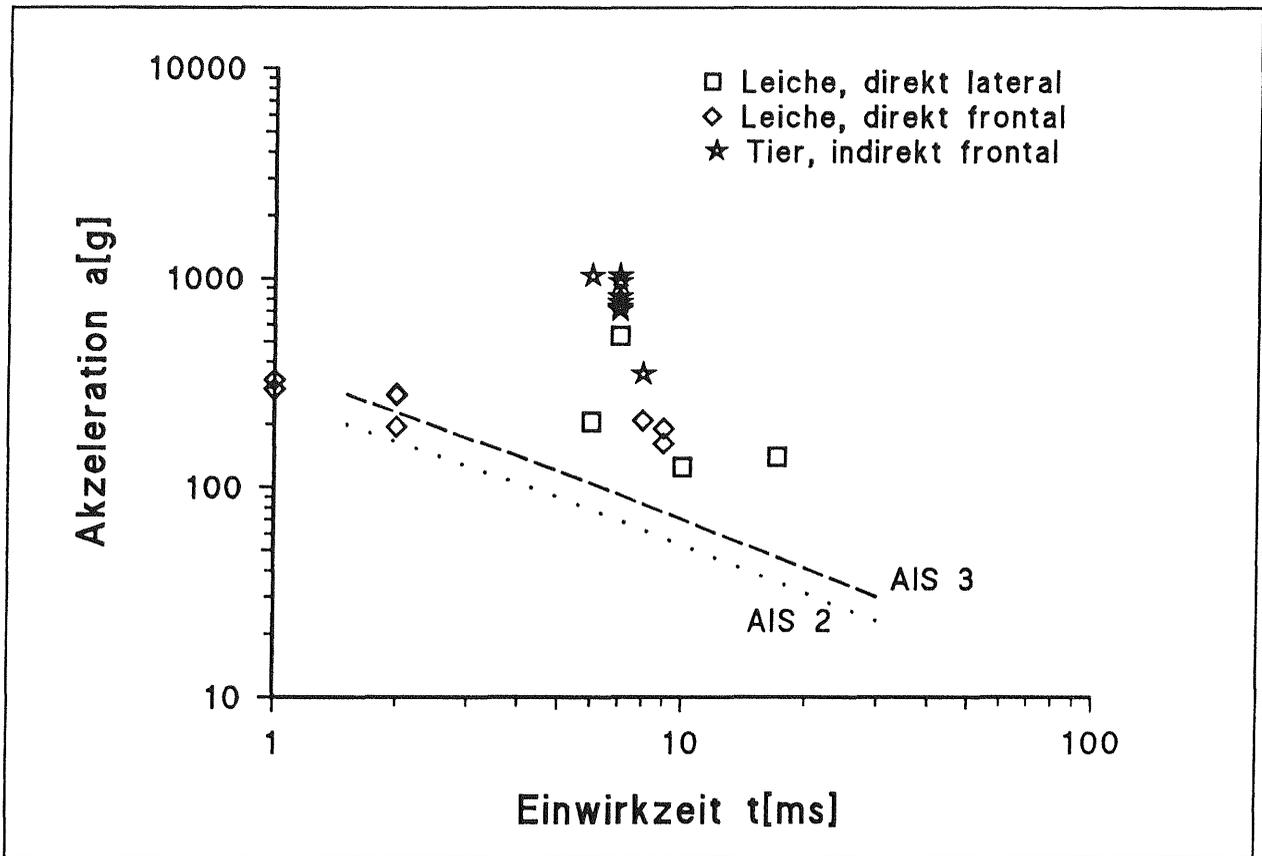


Abbildung 16: Translatorische Akzeleration und Intracranielle Haematome

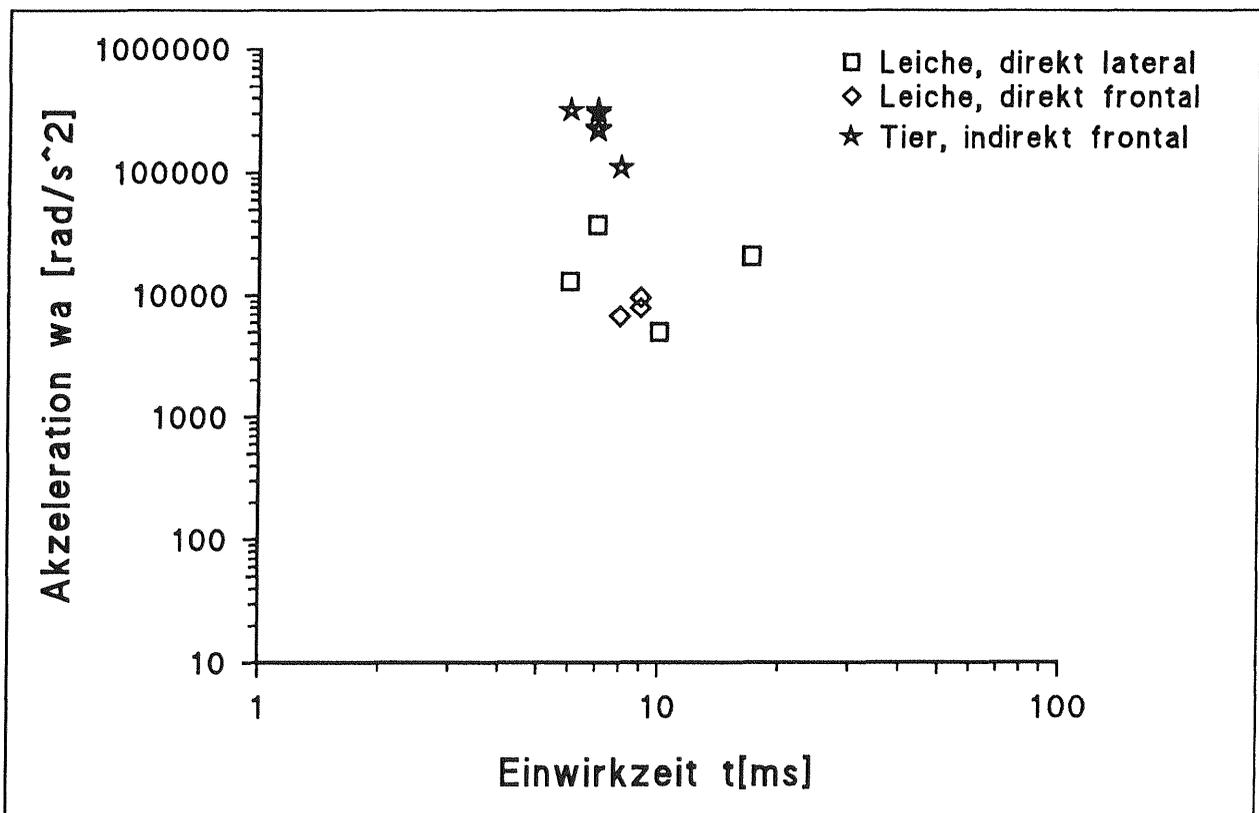


Abbildung 17: Rotatorische Akzeleration und Intracranielle Haematome

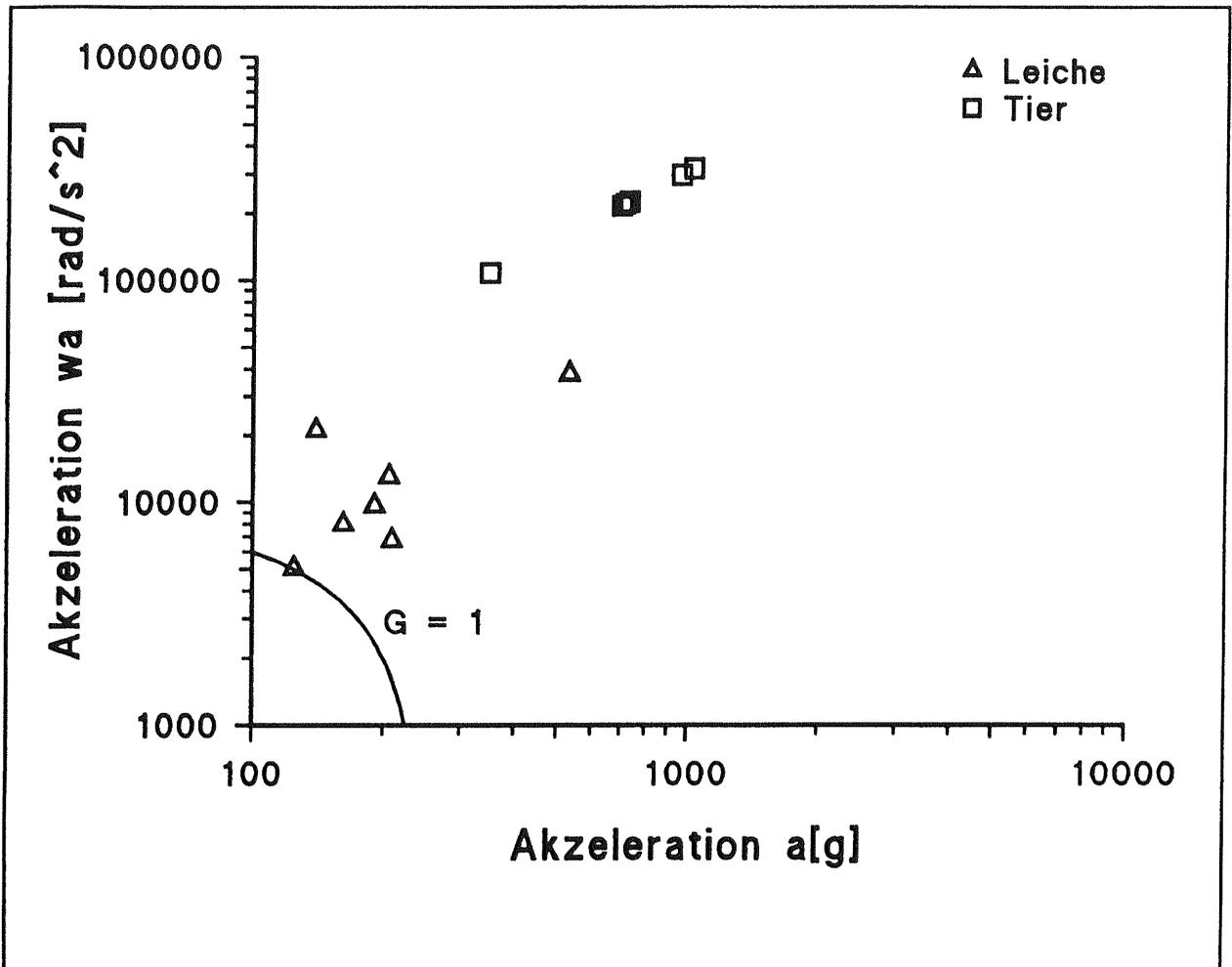


Abbildung 18: Translatorische und Rotatorische Akzeleration und Intracranielle Haematome

[Teil C]

Gemeinsame Schlußdarstellung

Kriterien für die Prüfung von Schutzhelmen für motorisierte Zweiradfahrer

Die Untersuchungen von Unfallhelmen und die Prüfung von Vergleichshelmen im Fallversuch hat ergeben, daß über die bleibende Eindrückung der stoßdämpfenden Polsterung (Stauchung der Innenschale) eine Beziehung zwischen den Bedingungen des Fallversuchs und des Unfalls hergestellt werden kann.

Diese Beziehung ist in Bild 37 (Teil A) unter Verwendung der Bilder 6 und 32 dargestellt. Danach ergibt eine formale Übertragung der Ergebnisse der Fallversuche auf die Unfallhelme, daß die Hälfte der schweren und tödlichen Verletzungen (AIS 5 und 6) unter Bedingungen entstanden sind, die im Fallversuch zu Verzögerungen von höchstens 150 g geführt haben. Bei keinem Unfall lagen Bedingungen vor, die im Fallversuch mehr als 300 g ergeben hätten.

Es ist vorstellbar, daß bei gleicher Stoßenergie und gleichem Helm in einem steifen Prüfkopf andere Beschleunigungen auftreten als im menschlichen Kopf. Grenzwerte aus biodynamischen Untersuchungen am Menschen können deshalb nicht ohne weiteres als sinnvolle Grenzwerte für den Fallversuch mit metallischem Prüfkopf übernommen werden. Die Begrenzung der maximalen resultierenden Kopfverzögerung im Fallversuch auf die in der ECE-Regelung 22 festgelegten Werte bietet nach der durchgeführten Untersuchung keine Gewähr dafür, daß im Realunfall bei Stoßenergien, die kleiner oder gleich der Fallenergie nach der Regelung sind, schwerwiegende Verletzungen ausgeschlossen werden können.

Die Untersuchung der Unfallhelme zeigt, daß schon bei geringen bleibenden Stauchungen der Stoßpolsterung von 2 bis 4 mm kritische Kopfverletzungen AIS 5 auftreten können, sowohl bei PC- als auch bei GFK-Helmen. Bei den durchgeführten Fallversuchen mit den Vergleichshelmen, die übrigens alle die ECE-Bedingungen erfüllten, wurden bei der Simulation entsprechender Stauchungen am Prüfkopf Beschleunigungen im Bereich von 100 bis 150 g gemessen. Aber durchaus auch für eine grössere Stauchung von 10 mm am Unfallhelm Nr. 9 wurden im Fallversuch mit einem gleichartigen Helm für die besten Approximationen der Unfallbeschädigung ebenfalls nur translatorische Beschleunigungen von 129 g (HIC 671) gemessen, obwohl für eine

Stauchung von 10 mm die obere Grenzkurve, wie in Bild 37 (Teil A) dargestellt, bei etwa 300 g liegt.

Für diese recht niedrigen translatorischen Belastungen in der Größenordnung von 100 bis 150 g liegen relativ lange Stoßzeiten von 10 bis 15 ms vor. Randbedingungen in dieser Größenordnung können, wie Diagramme im biomechanischen Teil (Teil B), z. B. Abbildung 3, belegen, schwere Verletzungen vom Grad AIS 3 und AIS 4 zur Folge haben. In Anbetracht dieser biomechanischen Referenzdaten sprechen die relativ niedrigen translatorischen Beschleunigungen am Prüfkopf bei den Vergleichshelmen nicht unbedingt dagegen, daß entsprechende Kopfbeschleunigungen bei den Unfallhelmen die AIS 5-Verletzungen bewirkten.

Darüber hinaus ergibt sich diesbezüglich, wie Abbildung 10 (Teil B) des biomechanischen Teils zeigt, daß Verletzungen vom Grad AIS ≥ 3 für translatorische Akzelerationen im Bereich 100 bis 150 g dann zu erwarten sind, wenn hohe Rotationsbeschleunigungen vorliegen (entspricht dem Bereich oberhalb der GAMBIT-Kurve $G = 1$). Auffällig bei den Unfallhelmen ist, daß für die Fälle mit AIS 5-Verletzungen und den niedrigen translatorischen Beschleunigungen im Vergleichstest im Unfallgeschehen entweder ein lateraler oder occipitaler Aufschlag zu verzeichnen war. Dagegen lag bei den Unfallhelmen mit Aufschlag in der Scheitelregion die Verletzungsschwere deutlich niedriger bei AIS 3, obwohl bei den Vergleichshelmen hohe Beschleunigungen gemessen wurden. Möglicherweise erklärt sich daraus, daß für die Fälle mit kritischen Verletzungen neben der verhältnismäßig niedrigen translatorischen Akzeleration auch eine, aufgrund der Aufschlagsituation vorstellbare hohe Rotationsbeschleunigung ausschlaggebend war.

Aus dieser vergleichenden Bewertung der Belastungen bei Unfallhelmen und bei der Simulation im Fallversuch ist es naheliegend, als Prüfkriterium auch die rotatorische Beschleunigung zu berücksichtigen. Da letztere aber im Realfall u. a. auch wesentlich durch die Kopf-Hals-Anatomie bestimmt wird, ist eine Bestimmung bzw. Simulation derselben im üblichen Fallversuch nicht realisierbar. Allerdings erscheint es in Anbetracht der biomechanischen Referenzdaten in Abbildung 10 möglicherweise doch ausreichend, in einem praktikablen Testverfahren nur die translatorische Beschleunigung zu messen. Die Gegenüberstellung von translatorischen und rotatorischen Akzelerationen aus experimentellen Tests in Abbildung 10 (Teil B) zeigt, daß für bestimmte translatorische Beschleunigun-

gen, z. B. 150 g, nur ein bestimmter Bereich von rotatorischen Beschleunigungen beobachtet wird, d. h. beide Komponenten sind nicht unabhängig voneinander. Dies ist durchaus auch physikalisch nachvollziehbar, da anzunehmen ist, daß bedingt durch die Anstoßgeometrie und die Anatomie, z. B. eine relativ niedrige translatorische Beschleunigung nicht mit beliebig hoher Rotationsbeschleunigung verbunden sein kann.

Letztlich würde dann bei Festlegung eines Grenzwertes für die translatorische Beschleunigung auch die im Unfall mögliche rotatorische Akzeleration begrenzt.

Aus der vorliegenden Untersuchung ist diesbezüglich abzuleiten, daß bei Verwendung der translatorischen Beschleunigung am Prüfkopf als Prüfkriterium, der Grenzwert für die Spitzenbeschleunigung wesentlich niedriger angesetzt werden müßte, als z. B. in der ECE-Norm gefordert. Ideal wäre, daß ein Grenzwert von 100 g für einen möglichst breiten Geschwindigkeitsbereich, z. B. bis 9 m/s, nicht überschritten wird. In Abbildung 10 (Teil B) würde das einem Bereich entsprechen, in dem auch bei höheren rotatorischen Beschleunigungen von 10 bis 20 krad/s^2 nur AIS 1-Verletzungen wahrscheinlich sind. Dagegen demonstrieren auch die biomechanischen Referenzdaten in Abbildung 10 (Teil B), daß schon bei translatorischen Akzelerationen um 150 g und genügend hohen Rotationsbeschleunigungen über 10 krad/s^2 schwere Kopfverletzungen vom Grad AIS ≥ 3 auftreten können, möglicherweise ähnlich den Gegebenheiten bei den hier untersuchten Unfallhelmen.

Der Fallversuch nach der ECE-Regelung 22 ist in erster Linie ein Vergleichsversuch. Die Prüfung hat gezeigt, daß marktübliche Helme, welche die Prüfung nach der ECE-Regelung bestanden haben, sich in ihren Stoßdämpfungseigenschaften nicht gravierend unterscheiden. Durch die Prüfung können völlig ungeeignete Helmausführungen erkannt und ausgeschieden werden. Die festgelegten Aufschlagstellen haben sich bewährt. Die geprüften Helme zeigten über den Umfang von der Stirn bis zum Hinterkopf weitgehend gleichmäßige Eigenschaften. Durch die Prüfung mit ebenem und kugelförmigem Amboß werden auch andere Stoßkörperformen abgedeckt.

Es ist unbestritten, daß Helme bei Straßenverkehrsunfällen das Verletzungsrisiko erheblich vermindern. Eine weitere Erhöhung der Schutzwirkung ergibt sich, wenn es gelingt, den Übergang zum Steilanstieg der Beschleunigung zu höheren Aufprall-

geschwindigkeiten zu verschieben. Entsprechende Verbesserungen der Helmausführung müssen von den Herstellern entwickelt werden, wenn die Prüfvorschriften höhere Aufprallgeschwindigkeiten im Fallversuch fordern.

Schriftenreihe

**Berichte der Bundesanstalt
für Straßenwesen**

Unterreihe „Fahrzeugtechnik“

**F1: Einfluß der Korrosion auf die passive Si-
cherheit von Pkw**

von E. Faerber und G.-D. Wobben

88 Seiten, 1993

DM 23,50

**F2: Kriterien für die Prüfung von Motorradhel-
men**

von W. König, H. Werner, E. Schuller, G. Beier und
W. Spann

80 Seiten, 1993

DM 25,50

Zu beziehen durch:

Wirtschaftsverlag NW

Verlag für neue Wissenschaft GmbH

Postfach 10 11 10

D-27511 Bremerhaven

Telefon (04 71) 4 60 93-95, Telefax (04 71) 4 27 65

