

Stefan Meyer*, Wolfgang Hugemann**,
Michael Weber***

Zur Belastung der Halswirbelsäule

durch Auffahrunfälle – Teil 1

Bewegungskinematik und verletzungsrelevante Kenngrößen

Zusammenfassung

In einer Reihe von Auffahrkollisionen wird der Zusammenhang zwischen technischen Kollisionsparametern und der Bewegungskinematik von Probanden experimentell untersucht. Für die Relativbewegung zwischen Kopf und Brust werden biomechanische Belastungsgrößen definiert. Die Ermittlung der gleichen Kollisionsparameter für Zusammenstöße von Autoskootern erlaubt es, die Belastung des Insassen bei Auffahrkollisionen zur Belastung bei dieser Freizeitbetätigung in Beziehung zu setzen.

Summary

In several rear-end-collisions the dependency between technical collision parameters and the kinematics of passenger motion is determined. On this data basis we derive technical parameters describing the biomechanical loading of the cervical spine complex. The same technical collision parameters are determined for collisions between dodgems, so that the biomechanical loading during the rear-end-collisions can be compared to the voluntary accepted loadings in this leisure time pleasure.

1 Einführung

In den letzten Jahren werden Unfallsachverständige zunehmend mit Gutachteraufträgen konfrontiert, bei denen nach dem Kausalzusammenhang zwischen einem Unfallgeschehen und schwerwiegenden HWS-Schleudertraumen gefragt wird. Bei der Bearbeitung stellt sich dann häufig heraus, daß es sich um Kleinstkollisionen, streifende Berührungen, Brems- und Ausweichvorgänge handelt, bei denen nach technischem Ermessen keine anomalen Belastungen der HWS aufgetreten sein können. Diese eigenen Erfahrungen und eine Literaturswertung legen den Verdacht nahe, daß eine Reihe von HWS-Schleudertraumen vorgetäuscht sind. Offensichtlich wird nach unverschuldeten Verkehrsunfällen häufig versucht,

- ein tatsächlich nicht vorhandenes HWS-Schleudertrauma vorzutäuschen
- Vorerkrankungen an der HWS auf das Unfallgeschehen zu schieben
- nach einem leichten, schnell abklingenden Schleudertrauma langwierige Beschwerden zu simulieren.

Geschürt wird diese Entwicklung durch Medienartikel wie beispielsweise der in [1] gegebenen Empfehlung. Dort rät ein ADAC-Verbraucherberater zur Erzwingung einer Unfallaufnahme durch die Polizei bei geringen Sachschäden:

»Er (Ein Unfallbeteiligter-Anm. der Verf.) kann aus dem »A«-Unfall einen Unfall mit Verletzten machen, indem er beim Anruf bei der Polizei eine Verletzung vorschützt. Ein Schleudertrauma beispielsweise ist nur schwer nachzuweisen und bedeutet auf jeden Fall 800 DM Schmerzensgeld.«

Bei derartigen Fällen zahlt dann die Versicherung nicht nur 800 DM Schmerzensgeld, sondern auch Behandlungskosten und Verdienstausschlag, da zur Durchsetzung des Schmerzensgeldes eine längere Arbeitsunfähigkeit vom Arzt bescheinigt sein muß. Der volkswirtschaftliche

Schaden liegt bei diesen vorgetäuschten Verletzungen deshalb schnell in fünfstelligen Größenordnungen.

Da der diagnostische Nachweis leichter HWS-Schleudertraumen nur mit hohem Aufwand zu führen ist, stützt sich die Erstdiagnose des behandelnden Arztes stets auf die Angaben des Patienten. In der Regel liegen zu diesem Zeitpunkt noch keine objektiv überprüfbaren Angaben zum (angeblich) verletzungsbegründenden Unfallgeschehen vor.

Zu einem späteren Zeitpunkt ist der technische Sachverständige zwar in der Lage, aus den Fahrzeugverformungen und der gesamten Unfall-szene Aussagen zur Größenordnung der Kollisionsgeschwindigkeiten und der Geschwindigkeitsänderungen bei Kollisionsvorgängen abzuleiten. Für ihn stellt sich aber die Frage, welche Belastungen bei Stoßvorgängen von den Insassen ohne Verletzungsfolgen von der HWS toleriert werden.

Bei der Auswertung der zu dieser Problematik vorliegenden Literatur [2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17] zeigt sich, daß die Umsetzung der Forschungsergebnisse in die Praxis der technischen Begutachtung meistens schwer fällt. Das Ziel der vorliegenden Untersuchung besteht deshalb darin, dem technischen Sachverständigen unmittelbar anwendbare Entscheidungshilfen an die Hand zu geben.

2 Untersuchungsansatz

Zur Eingrenzung des tolerierbaren Belastungsniveaus ist es wenig sinnvoll, eine Auswertung der Verletzungsbilder nach realen Unfällen vorzunehmen, da die simulierten Verletzungen zwangsläufig mit einbezogen werden.

Deshalb war es naheliegend, zunächst einmal Belastungsvorgänge der Halswirbelsäule im Freizeitbereich zu untersuchen. Das klassische Beispiel hierfür ist die auf nahezu jedem Jahrmarkt vertretene Autoskooter-Anlage. Diese Fahrzeuge werden nicht nur von Jugendlichen, sondern auch von Erwachsenen und sogar älteren Menschen als Begleitung von Kindern häufig benutzt. Indem die »Fahrgastzellen«-Beschleunigung in den Autoskootern bei einer Vielzahl von Stößen erfaßt wurde, konnten statistisch abgesicherte Erkenntnisse zu tolerierbaren biomechanischen Belastungen abgeleitet werden, da Autoskooter-Anlagen seit Jahrzehnten komplikationslos betrieben werden.

Im Anschluß an die Messungen in den Autoskootern wurden dann Messungen bei Fahrzeug-Fahrzeug-Kollisionen vorgenommen, in denen der Einfluß von Kollisionsgeschwindigkeit, Überdeckungsgrad und Strukturhärte der Karosserien auf den Beschleunigungsverlauf und die Geschwindigkeitsänderung untersucht wurde. Nach der Klärung dieser Abhängigkeiten wurden die in den Autoskootern gemessenen Beschleunigungsverläufe in den Fahrzeug-Fahrzeug-Kollisionen so weit als möglich reproduziert, wobei das Bewegungsverhalten des Insassen erfaßt wurde. Aus der Bewegungskinematik lassen sich dann Erkenntnisse zu dem tatsächlichen Verletzungsmechanismus bei Schleudertraumen ableiten.

Diese Untersuchungen sind im Rahmen einer Diplomarbeit am Institut

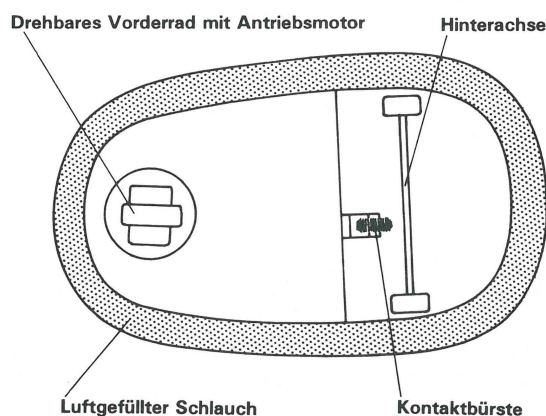


Bild 1 Autoskooter in der Ansicht von unten
Fig. 1 Bottom view of a dodgem

*Stefan Meyer,
**Dipl.-Ing. Wolfgang Hugemann,
***Dipl.-Ing. Michael Weber,
alle c/o Ing.-Büro Schimmelpfennig + Becke, Münsterstr. 101,
48155 Münster



Bild 2 Ergonomisch ungünstige Gestaltung der Rückenlehne im Autoskooter
Fig. 2 Ergonomically unfavourable design of the back-rest in a dodgem

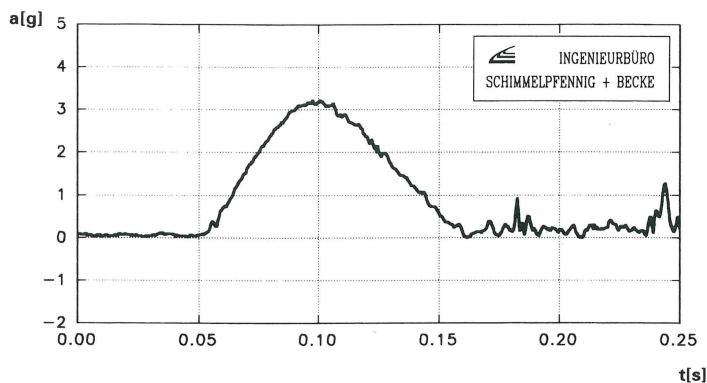


Bild 3 Typischer Beschleunigungsverlauf während der Kollision zwischen zwei Autoskootern
Fig. 3 Typical plot of acceleration vs. time during a collision between two dodgemes

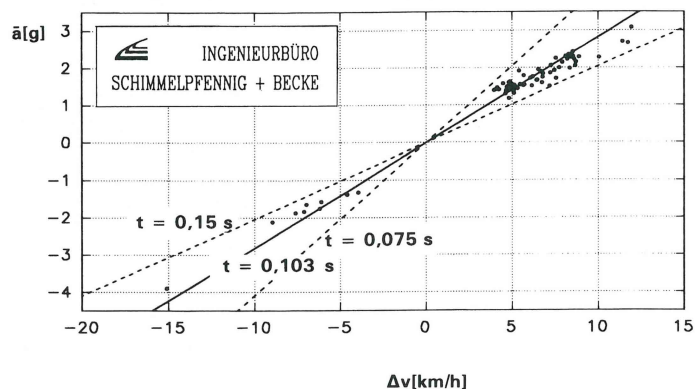


Bild 4 Mittlere Stoßbeschleunigung und Geschwindigkeitsänderung bei Skooterkollisionen
Fig. 4 Mean acceleration vs. change of velocity for dodgem collisions

für Kraftfahrwesen der Universität Hannover auf Skooteranlagen und der Crash-Versuchsanlage des Ingenieurbüros Schimmelpfennig und Becke in Münster durchgeführt worden.

3 Beschleunigungseinwirkungen in Autoskootern

Bild 1 illustriert den technischen Aufbau eines Autoskooters. Er verfügt über drei Räder, zwei auf einer starren Hinterachse und ein drehbares Vorderrad, das unmittelbar auf dem Anker des Gleichstrommotors, der als Antrieb dient, aufgebracht ist. Der Gleichstrommotor wird über einen Bügel aus der »Oberleitung« mit Spannung versorgt; die in der Mitte des Fahrzeugs angebrachte Drahtbürste sorgt für den Kontakt mit der stählernen Bodenplatte der Fahrbahn. Das Gaspedal besteht aus einem einfachen Schalter, der bei Betätigung die volle Spannung auf den Gleichstrommotor gibt. Die Fahrgeschwindigkeit ist durch den Fahrer

selbst somit allenfalls durch intermittierende Betätigung des Gaspedals regelbar, ansonsten bewegt sich der Skooter mit Maximalgeschwindigkeit. Eine Bremsvorrichtung existiert nicht. Die Fahrgeschwindigkeit ist für sämtliche Skooter gemeinsam über die vom Betreiber regelbare Versorgungsspannung einstellbar. Die Versorgungsspannung liegt im Bereich von 90 bis 120 V. Gemäß unseren Messungen erreichen die Skooter, je nach eingestellter Spannung, Maximalgeschwindigkeiten von 10 bis 15 km/h. Um Beschleunigungsspitzen beim Zusammenstoß zu vermeiden, sind die Skooter mit einem luftgefüllten Schlauch umgeben, der über ein normales Reifenventil mit Druck beaufschlagt wird.

Bild 2 zeigt die Sitzkonstruktion und die Sitzposition eines Erwachsenen im Skooter. Der Sitz besteht aus einer in die metallene Karosserie eingelassenen Kunststoff-Halbschale, die den Rücken eines Erwachsenen etwa bis in Höhe der Schulterblätter abstützt. Insbesondere die Bewegung des Kopfes ist jedoch ungehindert.

Für unsere Meßfahrten wurde ein Skooter, für Außenstehende möglichst unauffällig, mit einer Meßwerterfassungseinrichtung ausgestattet. Mit dem so präparierten Autoskooter nahmen Versuchspersonen am üblichen Fahrbetrieb teil. Die Meßwerterfassungseinrichtung verfügte ähnlich wie ein Unfalldatenschreiber über zwei Beschleunigungsaufnehmer, die Längs- und Querbeschleunigung des Fahrzeugs erfaßten. Ähnlich wie im Unfalldatenschreiber war auch im Meßwerterfassungsprogramm eine Triggerbedingung implementiert, die Kollisionsereignisse automatisch erkannte und die Beschleunigungsdaten festhielt. Die Beschleunigungseinwirkungen auf die »Fahrgastzelle« des Autoskooters wurden also während einer Kollision meßtechnisch erfaßt. Um kein Aufsehen zu erregen (und eine Schonung der Probanden durch die anderen Fahrgäste zu vermeiden), wurde auf eine meßtechnische Erfassung der Insassenbewegung verzichtet.

Im Anschluß an die insgesamt etwa einstündige Meßfahrt standen 70 Kollisionsereignisse für die Auswertung zur Verfügung. **Bild 3** zeigt exemplarisch einen typischen Beschleunigungsmeßschrieb. Die im Vergleich zum Pkw äußerst starre Karosserie sowie das definierte Verformungsverhalten des luftgefüllten Prallrings bilden eine ausgezeichnete Voraussetzung für die meßtechnische Erfassung der Beschleunigungssignale. Obwohl die Filtergrenzfrequenz der Beschleunigungssignale bei etwa 200 Hz lag, weist der in Bild 3 gezeigte Beschleunigungsverlauf kaum überlagerte Schwingungen auf. Um eine bessere Vergleichbarkeit mit den Beschleunigungsdaten aus den Fahrzeug-Fahrzeug-Stößen zu gewährleisten, wurden die Beschleunigungsverläufe für die Auswertung digital auf 20-Hz-Grenzfrequenz heruntergefiltert.

Bild 4 setzt die Geschwindigkeitsänderung Δv des Meßskooters, berechnet aus dem Zeitintegral der Beschleunigung, zur mittleren Beschleunigung $\bar{a}$ in Beziehung. Die mittlere Beschleunigung berechnet sich aus dem Verhältnis von Geschwindigkeitsänderung Δv und Stoßzeit T zu

$$\bar{a} = \frac{\Delta v}{T} \quad (1)$$

Die Darstellung läßt erkennen, daß die Stoßzeit unabhängig von der Geschwindigkeitsänderung und damit ebenfalls unabhängig von der Anstoßgeschwindigkeit ist. Gemäß Gl. (1) müssen Stöße gleicher Zeitdauer auf einer Ursprungsgeraden liegen. Die Stoßzeiten sämtlicher Einzelkollisionen liegen in einem Bereich von 0,075 bis 0,15 s. In der Mehrzahl gruppieren sich die Messungen sehr dicht um die mittlere Stoßzeit von 0,103 s.

Die Stoßdifferenzgeschwindigkeit wurde meßtechnisch nicht erfaßt. Theoretisch ergibt sich die maximale Differenzgeschwindigkeit der Fahrzeuge für den Fall, daß zwei Fahrzeuge mit voller Fahrgeschwindigkeit und gegenläufigen Fahrtrichtungen aufeinanderprallen oder der Skooter gegen die Bande fährt. Da die Stöße sehr elastisch sind, liegt die Geschwindigkeitsänderung dann nahezu bei dem Doppelten des Aufpralltempos. Bei der Meßfahrt wurden diese Konstellationen vom Betreiber möglichst unterbunden, indem er die Fahrgäste nur gegen den Uhrzeigersinn zirkulieren ließ und eine Bewegung gegen die allgemeine Fahrtrichtung untersagte. Die maximalen Anstoßgeschwindigkeiten wurden beim Anstoß an ein stehendes Fahrzeug gemessen, so daß die maximale Anstoß-Differenzgeschwindigkeit mit der durch den Betreiber eingestellten maximalen Fahrgeschwindigkeit identisch war. Diese war wäh-

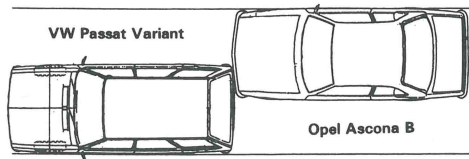


Bild 5 Relative Kollisionsstellung
Fig. 5 Mutual positions of the cars at the beginning of impact

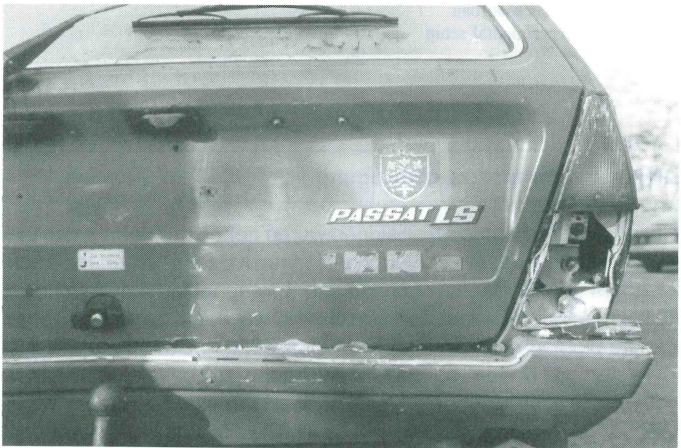
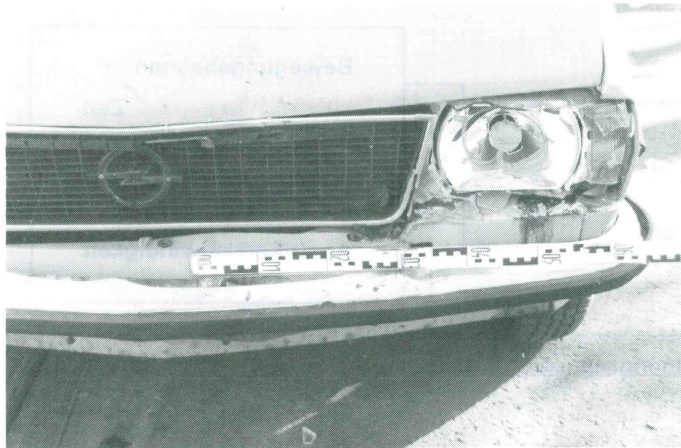


Bild 6 Kollisionsbedingte Beschädigungen
Fig. 6 Damages caused by the collision

rend der Mehrzahl der von uns angestellten Versuche auf 10 km/h eingestellt; eine kleinere Anzahl von Versuchen wurde auch auf höherer Fahrstufe vorgenommen. **Bild 4** zeigt, daß die Geschwindigkeitsänderung wie prognostiziert bis in den Bereich der maximalen Anstoßgeschwindigkeit reicht.

4 Beschleunigungseinwirkung bei Auffahrkollisionen

In einer Versuchsreihe mit 24 Auffahrkollisionen wurde der Zeitverlauf der Beschleunigung im gestoßenen Fahrzeug aufgezeichnet. Dabei wurde der Einfluß verschiedener Kollisionsparameter auf den Beschleunigungsverlauf untersucht. Konkret wurden folgende Kollisionsparameter verändert:

- Kollisionsgeschwindigkeit
- Struktureller Aufbau des Fahrzeughecks
- Überdeckungsgrad.

Um die Zuordnung zwischen Kollisionsgeschwindigkeit und erzielten Beschädigungsumfang herstellen zu können, wurden die Beschädigungsbilder der Fahrzeuge fotografisch genauestens dokumentiert. **Bild 5** zeigt exemplarisch eine typische Anstoßkonfiguration, **Bild 6** die

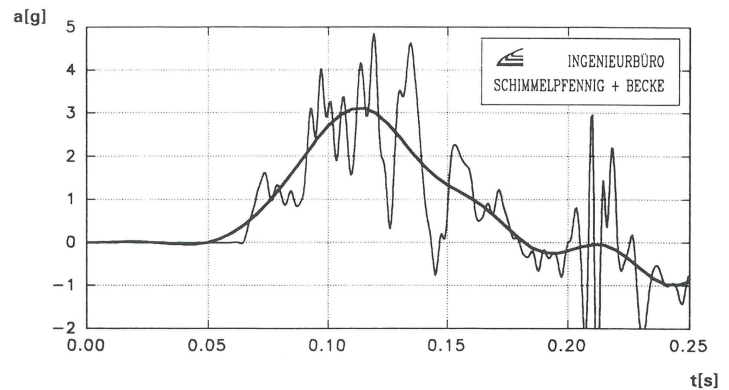


Bild 7 Rohsignal der Fahrgastzellenbeschleunigung und digital nachgefiltertes Signal
Fig. 7 Raw signal of cabin acceleration and digitally refiltered signal

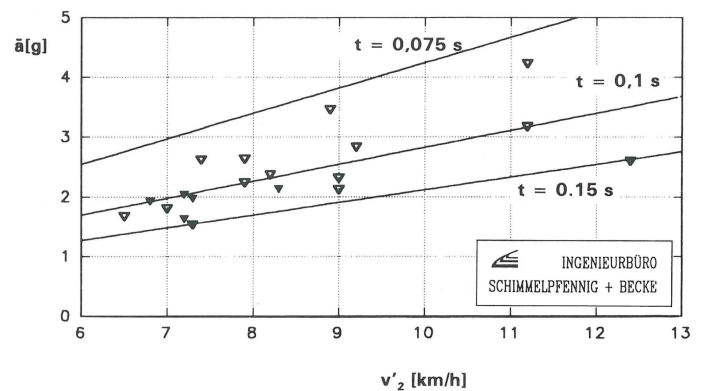


Bild 8 Mittlere Stoßbeschleunigung und Stoßausgangsgeschwindigkeit bei den Pkw-Kollisionen
Fig. 8 Mean acceleration vs. post-crash-velocity for the passenger car collisions

zugehörigen Verformungsbilder¹. Die Kollisionsgeschwindigkeit betrug 13 km/h; die Fahrzeuge kollidierten mit etwa 33% Überdeckung. Das gestoßene Fahrzeug war mit einer Anhängerkupplung versehen. **Bild 7** veranschaulicht den zugehörigen Beschleunigungsverlauf. Die Grenzfrequenz der Meßwerterfassung lag wiederum bei 200 Hz. Der Beschleunigungsverlauf zeigt die für Fahrzeugbeschleunigungen typischen überlagerten hochfrequenten Schwingungen. Wegen der mechanischen Trägheit von Rumpf und Kopf des Insassen sind diese hochfrequenten Schwingungen zur Beurteilung der biomechanischen Belastung irrelevant. Um den aufgezeichneten Beschleunigungsverlauf möglichst einfach charakterisieren und systematisch einordnen zu können, wurden daher sämtliche Verläufe digital mit einer Grenzfrequenz von 20 Hz nachgefiltert. **Bild 7** zeigt, daß der generelle Beschleunigungsverlauf durch das nachgefilterte Signal gut nachgebildet wird, während die für die biomechanische Belastung irrelevanten Beschleunigungsspitzen herausgefiltert werden. Für vergleichenden Darstellungen mehrerer Einzelversuche werden in der Folge sämtliche Informationen den mit 20 Hz gefilterten Beschleunigungsverläufen entnommen.

Bild 8 zeigt den aus den Beschleunigungsverläufen ableitbaren Zusammenhang zwischen der mittleren Beschleunigung und der Stoßausgangsgeschwindigkeit des gestoßenen Fahrzeugs. Die Stoßausgangsgeschwindigkeit entspricht unter den vorliegenden Randbedingungen der Geschwindigkeitsänderung. Die mittlere Stoßdauer beträgt wiederum etwa 0,1 s; sämtliche Stoßzeiten liegen in einem Bereich zwischen 0,075 und 0,15 s.

Im Gegensatz zu den Skooterkollisionen war bei den Fahrzeug-Fahrzeug-Anstößen die Messung der Geschwindigkeit des stoßenden Fahrzeugs problemlos möglich. Wie im zweiten Teil der Veröffentlichung noch näher ausgeführt werden wird, beträgt die Geschwindigkeitsänderung im gestoßenen Fahrzeug bei teilüberdeckten Stößen rund 50% und bei vollüberdeckten Stößen etwa 65% der Anstoßgeschwindigkeit.

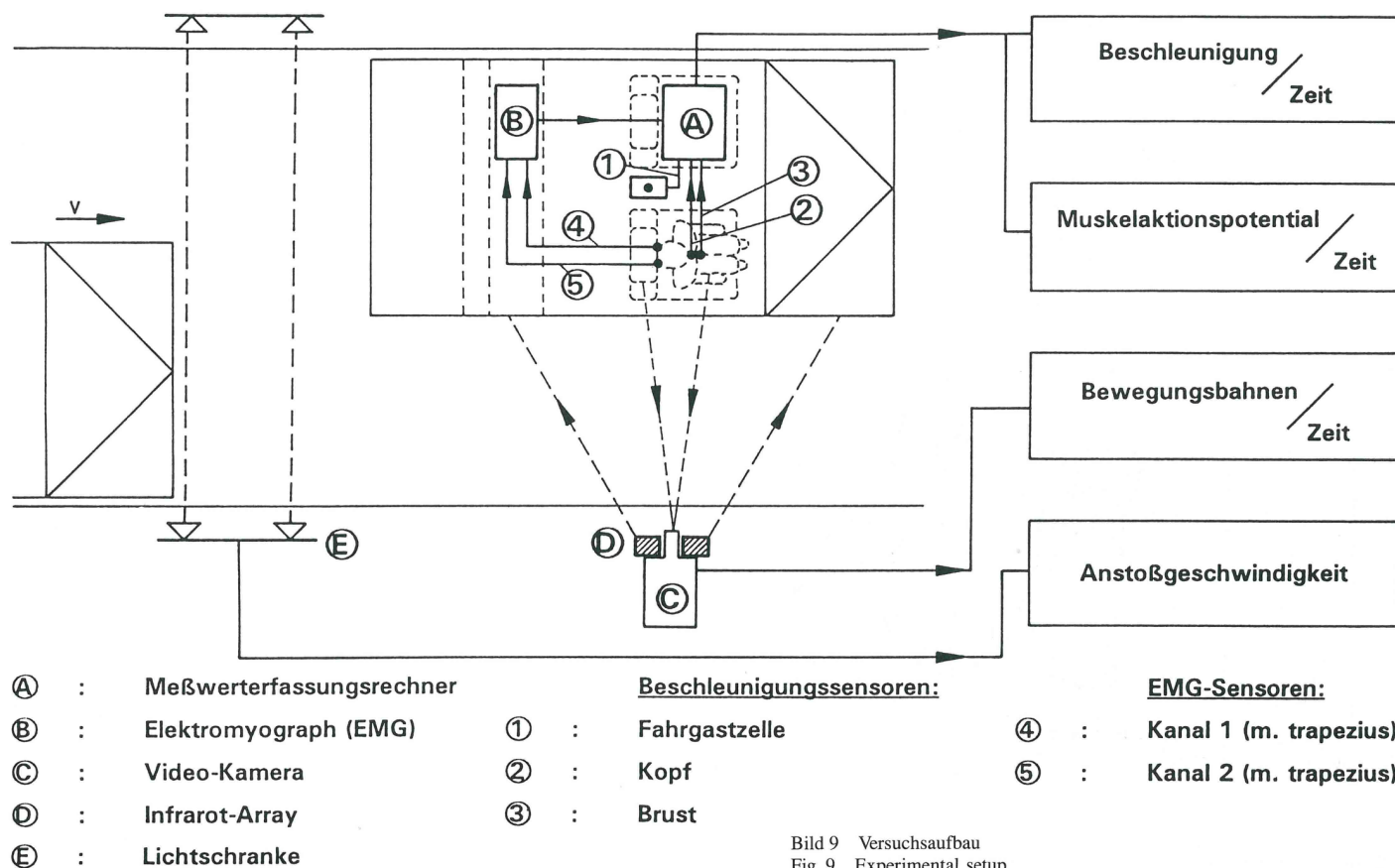


Bild 9 Versuchsaufbau
Fig. 9 Experimental setup



Bild 10 Mit Markern versehener Proband
1 EMG-Elektroden
2 Kopfbeschleunigungssensor
3 Brustbeschleunigungssensor.
Fig. 10 Proband equipped with markers

5 Kinematik der Insassenbewegung

Bei insgesamt 14 Fahrzeugkollisionen wurde neben der Fahrgastzellenbeschleunigung auch die Bewegungskinetik des Insassen meßtechnisch erfaßt, **Bild 9**. Die Aufzeichnung der Bewegung erfolgte redundant mittels eines Video-Bildauswertesystems sowie durch zusätzlich aufgezeichnete biomechanische Beschleunigungsdaten. Das Video-Bildauswertesystem verwendet bei der Aufzeichnung retroreflektierende Marker, deren Bewegungsbahn bei der Auswertung verfolgt werden kann. Die Anbringungsweise der Marker kann **Bild 10** entnommen werden. Mittels des Video-Bildauswertesystems ist eine berührungslose Messung der Bewegungsbahnen der Marker möglich. Parallel hierzu wurden die Beschleunigungsverläufe von Fahrgastzelle (Mittelsäule), Brust (Sternum) und Kopf (Stirn) aufgezeichnet. Beide Meßsysteme ergänzen sich in ihren Möglichkeiten. So erlaubt die Messung des Absolutweges über die Bahnverfolgung eine sehr anschauliche Analyse des Bewegungsverhaltens, die jedoch durch die begrenzte Abtastfrequenz von 50 Hz limitiert wird. Bei den biomechanischen Beschleunigungssignalen hat man insbesondere bei der Kopfbeschleunigung die Verfälschung der Meßsignale durch das Einkoppeln der Erdbeschleunigung zu berücksichtigen. Die Abtastfrequenz von 2.000 Hz erlaubt es jedoch, die Zeitbezüge zwischen den Einzelbewegungen im Detail aufzulösen. Über die Bewegung der Fahrgastzelle, die von beiden Systemen parallel erfaßt wird, ist eine zeitliche Synchronisation der Meßsignale aus beiden Systemen möglich.

Ergänzend zu den Bewegungsdaten wurde die neurologische Aktivität der Nackenmuskulatur (m. trapezius) elektromyographisch erfaßt und zeitsynchron zu den Beschleunigungssignalen eingelesen. Diese Signale ermöglichen, das Reaktionsverhalten des Insassen zu erfassen und gegebenenfalls eine Antizipation des Ereignisses sicher auszuschließen.

Die Erfassung und Aufbereitung der Rohdaten des Video-Bildauswertesystems sowie des EMG-Gerätes erfolgte durch das Institut für Bewegungswissenschaften der Universität Münster.

Da es bislang noch kein ausreichend validiertes Surrogat für den Bereich

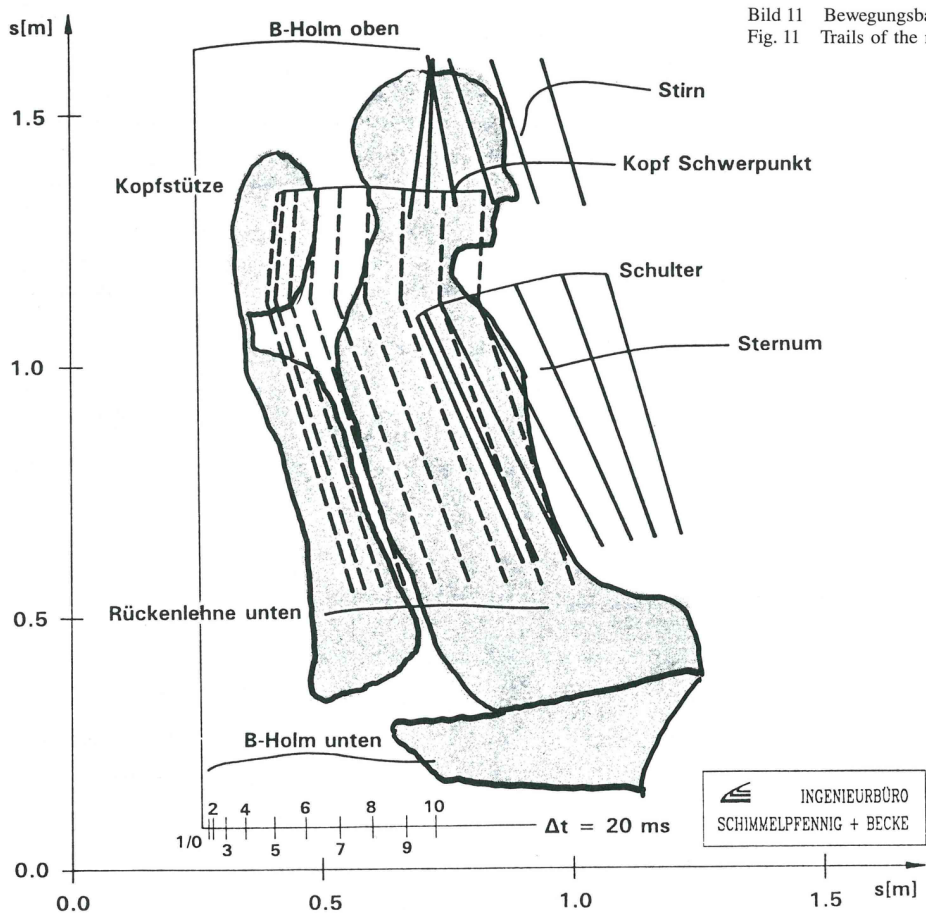


Bild 11 Bewegungsbahnen der Marker und daraus abgeleiteter Bewegungsablauf
Fig. 11 Trails of the markers and deduced kinematic of motion

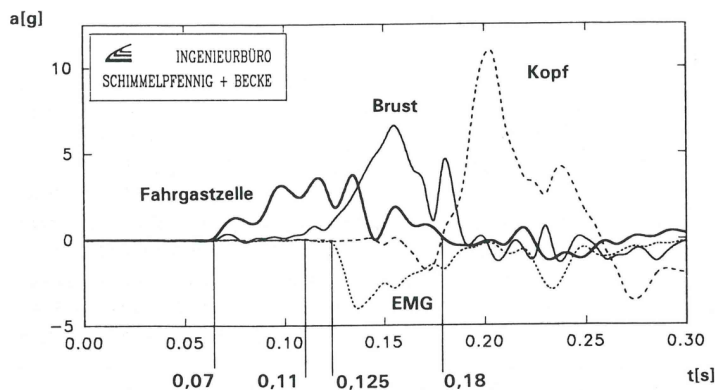


Bild 12 Zeitverlauf der Sensorsignale
Fig. 12 Plot of sensor signals vs. time

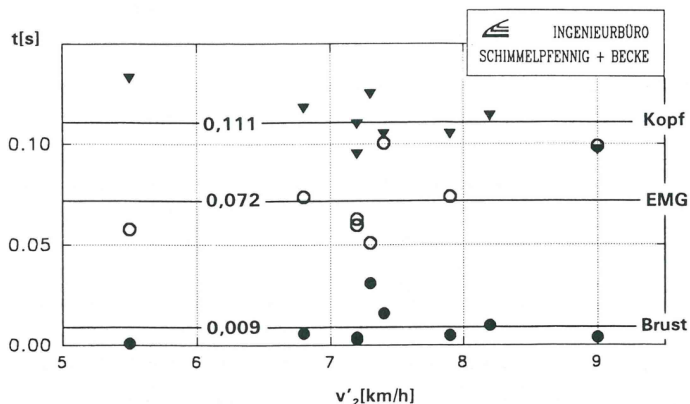


Bild 13 Zeitversatz zwischen dem Ansprechen der verschiedenen Sensoren
Fig. 13 Time-lag between the responses of different sensors

der Halswirbelsäule gibt, wurden die Versuche mit Probanden durchgeführt. Um eine Antizipation des Ereignisses weitestgehend auszuschließen, wurden die Probanden während der Versuche über einen geschlossenen Kopfhörer mit Rockmusik beaufschlagt².

Bild 11 zeigt die über die Videoauswertung ermittelte Bewegungskinetik des Insassen für den bereits vorgestellten Kollisionsversuch. Dargestellt sind die absoluten Bewegungen von Fahrgastzelle, Rückenlehne und Insassen. Oberkörper und Kopf des Probanden folgen der Fahrgastzellenbewegung mit zeitlicher Verzögerung. Während der ersten Phase der Bewegung zu Beginn der Kollision folgt zunächst nur das Becken, das über den Sitz direkten Kontakt zur Fahrgastzelle hat, der Bewegung, während Kopf und Oberkörper in der Ausgangsstellung verbleiben. Rückenlehne und Kopfstütze bewegen sich damit auf den ruhenden Oberkörper zu. Erst der Kontakt zwischen Rückenlehne und Oberkörper stellt dann in der zweiten Phase den für den Bewegung des Oberkörpers erforderlichen Kraftschluß zur Fahrgastzelle her. Im Anschluß folgt auch der Oberkörper der allgemeinen Bewegung, während der Kopf im oberen Bereich noch keinen Kraftschluß zur Fahrgastzelle besitzt. Der Kopf verbleibt weiterhin nahezu in der Ruhestellung, so daß sich aufgrund der nach vorn gerichteten Bewegung der Brust eine Winkelstellung zwischen Kopf und Oberkörper ergibt. Die Kopfstütze bewegt sich weiter auf den Kopf zu und stellt in der dritten Kollisionsphase dann auch den Kraftschluß zwischen Fahrgastzelle und Hinterhaupt des Insassen her, so daß auch der Kopf der allgemeinen Bewegung folgt.

Bild 12 zeigt die im Kollisionsversuch aufgezeichneten Beschleunigungsverläufe zusammen mit dem EMG-Signal. In dieser Darstellung sind die drei Kollisionsphasen durch das Einsetzen von Fahrgastzellen-, Brust- und Kopfbeschleunigung gekennzeichnet. Das Einsetzen der Brustbeschleunigung markiert den beginnenden Kontakt zwischen Oberkörper und Rückenlehne, das Einsetzen der Kopfbeschleunigung den Kontakt mit der Kopfstütze. In den Zeitspannen zwischen dem Einsetzen der verschiedenen Beschleunigungen liegt jeweils die Phase der Relativbewegung zwischen Fahrgastzelle und Oberkörper bzw. Oberkörper und Kopf.

Das Einsetzen der Kopfbeschleunigung markiert also den Beginn der dritten Kollisionsphase, in der die Relativbewegung zwischen Kopf und

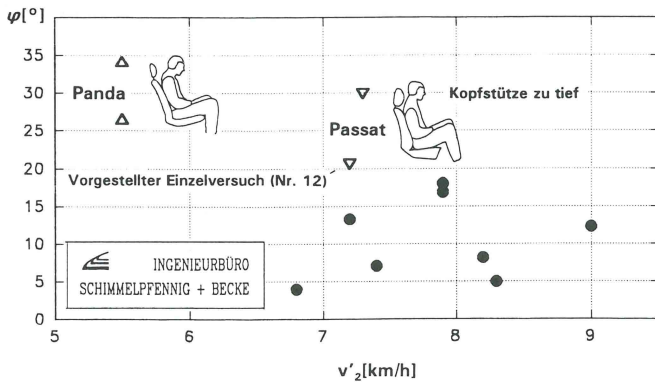


Bild 14 Maximale Kopfauslenkung für verschiedene Stoßausgangsgeschwindigkeiten
Fig. 14 Maximum of angular displacement of the head vs. post-crash-velocity

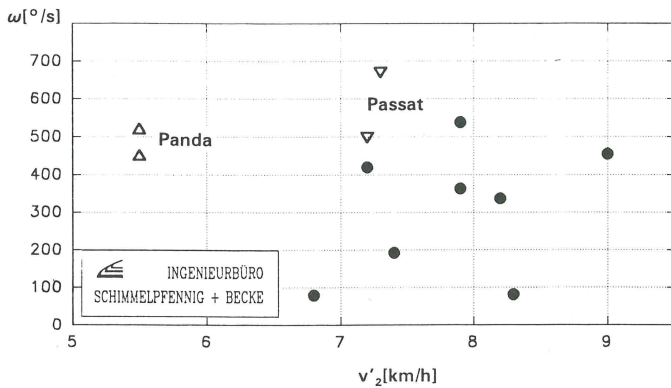


Bild 15 Maximale Relativwinkelgeschwindigkeit zwischen Kopf und Rumpf für verschiedene Stoßausgangsgeschwindigkeiten
Fig. 15 Maximum of relativ angular velocity between head and trunk vs. post-crash-velocity

Oberkörper abgeschlossen ist. Deshalb macht es wenig Sinn, wenn in manchen Veröffentlichungen [18, 19] Maximalwerte der Kopfbeschleunigung als Belastungskenngrößen angegeben werden. Dieser Maximalwert wird während der Kontaktphase mit der Kopfstütze erzielt, ist also zur Charakterisierung der Relativbewegung zwischen Brust und Kopf nicht geeignet.

Bild 13 zeigt den Zeitversatz zwischen den biomechanischen Signalen in Abhängigkeit von der Stoßausgangsgeschwindigkeit des gestoßenen Fahrzeugs. Als Nullpunkt ist jeweils der Beginn der Fahrgastzellenbeschleunigung definiert. Drei übereinanderliegende Symbole entsprechen jeweils einem ausgewerteten Versuch. Zur Veranschaulichung sind die Regressionsgeraden durch die Meßpunkte eines Signals ebenfalls eingetragen.

Bei normaler Sitzposition setzt die Brustbeschleunigung nahezu zeitgleich mit der Fahrgastzellenbeschleunigung ein, während die Kopfbeschleunigung etwa 100 ms Zeitversatz zur Fahrgastzellenbeschleunigung aufweist. Innerhalb der 100 ms zwischen Beginn der Fahrgastzellenbeschleunigung und Einsatz der Kopfbeschleunigung legt die Kopfstütze bei einer Stoßausgangsgeschwindigkeit von 7 km/h etwa 20 cm Weg zurück. Dieser Differenzweg entspricht dem Abstand zwischen Kopf und Kopfstütze in der Ruhestellung. Anhand dieser Überlegung wäre auf einen abnehmenden Zeitversatz zwischen Fahrgastzellen- und Kopfbeschleunigung bei zunehmender Stoßausgangsgeschwindigkeit zu schließen. Durch die Meßwerte wird ein solcher Zusammenhang jedoch nicht belegt.

Die neuromuskuläre Reaktion der Nackenmuskulatur setzt im Mittel etwa 63 ms nach der Brustbeschleunigung, also dem Beginn der Relativbewegung zwischen Kopf und Rumpf ein, wie auch aus Bild 12 ersichtlich wird. Diese neuromuskuläre Reaktionszeit deckt sich mit den in [5] ermittelten Werten.

In **Bild 14** ist der aus der Videoauswertung ermittelte maximale Bewegungswinkel zwischen Kopf- und Oberkörper in Abhängigkeit von der Stoßausgangsgeschwindigkeit aufgetragen. Auch hier ist ein einheitlicher Trend in der Weise, daß der maximale Auslenkungswinkel mit zunehmender Geschwindigkeit ansteigt, nicht zu verzeichnen. Aus der Analyse der Insassenbewegung ergibt sich, daß der maximale Knickwinkel eher durch die geometrischen Verhältnisse der Sitzkonstruktion vorgegeben ist. Die größten Auslenkungen des Kopfes wurden bei zwei Stößen im unteren Geschwindigkeitsbereich erzielt, bei denen der Proband in einem Fiat Panda saß. Bei diesem Fahrzeug ließ sich der Neigungswinkel der Rückenlehne nicht verändern, ein verhältnismäßig großer Winkel zur Vertikalen war fest vorgegeben. Die in dem Sitz integrierte Kopfstütze ist in der Höhe nicht verstellbar.

In **Bild 15** ist die aus der Videoauswertung ermittelte Relativwinkelgeschwindigkeit zwischen Kopf und Oberkörper über der Stoßausgangsgeschwindigkeit aufgetragen. Diese wird kurz vor dem Kontakt zwischen Kopf und Kopfstütze, also noch während der Phase der durch äußere Umstände nicht gehinderten Bewegung zwischen Kopf und Rumpf erreicht.

6 Verletzungsrelevante Kenngrößen

Die Analyse der Insassenbewegung ergibt, daß die Relativbewegung zwischen Kopf und Rumpf erst dann erfolgt, wenn der Oberkörper bereits an der Rückenlehne anliegt. Der maximale Verdrehwinkel zwischen Kopf und Oberkörper ist damit in der Hauptsache durch die geometrische Gestaltung der Rückenlehne im Anstoßbereich des Kopfes vorgegeben. Bei allen Versuchen lagen die maximalen Knickwinkel in einem Bereich, der bei langsamer bewußter Bewegung problemlos erreicht werden kann. Da die geometrische Gestaltung des Sitzes im Anschlagbereich des Kopfes unabhängig von der Fahrgeschwindigkeit ist, scheint ein Verletzungsmechanismus in Form einer mechanischen Überstreckung durch die Größe der Kopfauslenkung auch für höhere Kollisionsgeschwindigkeiten wenig plausibel.

Die Drehwinkelgeschwindigkeit des Kopfes erreicht demgegenüber auch bei geringen Anstoßgeschwindigkeiten eine beachtliche Größe. Die Versuche lassen damit erkennen, daß bei korrekter geometrischer Gestaltung der Rückenlehne im Aufprallbereich des Kopfes der verletzungsrelevante Parameter ausschließlich in der Geschwindigkeit der Relativbewegung zwischen Kopf und Oberkörper bestehen kann.

Auch wenn die Versuche bislang noch keine eindeutige Abhängigkeit der maximalen Winkelgeschwindigkeit von Kollisionsparametern erkennen lassen, ist generell ein Anstieg der Winkelgeschwindigkeit bei höheren kollisionsbedingten Geschwindigkeitsänderungen des Fahrzeugs naheliegend. Ähnlich wie in anderen Anstoßsituationen ist damit auch bei HWS-Schleudertraumen die kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung des Fahrzeugs der aussagekräftigste globale Parameter zur Beurteilung der Verletzungsrelevanz. Er läßt sich in der Praxis durch eine unfallanalytische Auswertung der Fahrzeugverformungen und ggf.