

Stefan Meyer*, Manfred Becke**,
Wolfram Kalthoff***, William Castro****

FIP – Forward Inclined Position

Insassenbelastung infolge

vorgebeugter Sitzposition

bei leichten Heckkollisionen

Ergänzendes Vortragsmanuskript anlässlich des Weltkongresses »whiplash associated disorders«, Vancouver, Kanada, 7. - 11.2.1999

Zusammenfassung

Im Rahmen dieser experimentellen Grundlagenuntersuchung wurden die Unterschiede in der Bewegungskinetik und der hieraus resultierenden biomechanischen Belastung eines Freiwilligen bei einer normalen und zwei unterschiedlich vorgebeugten Sitzpositionen analysiert. Hierbei wurde der Freiwillige auf einem speziell entwickelten Beschleunigungsschlitten in insgesamt neun Versuchen durch einen Heckanstoß beaufschlagt. Vorbereitend wurden unter Beteiligung von 52 Testpersonen unterschiedliche Sitzpositionen auf dem Fahrersitz eines Pkw vermessen. Zur experimentellen Versuchsdurchführung wurden hieraus drei typische Positionen selektiert: Die normale Sitzposition, eine leicht vorgebeugte Körperhaltung (FIP Ampel) und eine extrem vorgebeugte Sitzposition (FIP). Letztere wird beispielsweise dann eingenommen, wenn man einen in den Fußraum heruntergefallenen Gegenstand aufhebt.

Im Rahmen von 11 Vorversuchen wurde der Beschleunigungsschlitten so modifiziert, daß die aufgezeichneten Beschleunigungssignale hinsichtlich ihres zeitlichen Verlaufs mit denjenigen einer realen Fahrzeug-Fahrzeug-Kollision übereinstimmten. Die Beaufschlagung des Beschleunigungsschlittens erfolgte über einen Autoskooter. Für jede ausgewählte Sitzposition wurden drei Versuche mit dem Freiwilligen auf dem Fahrersitz durchgeführt. Der Bewegungsablauf wurde mit einer Videokamera dokumentiert. Die technischen und biomechanischen Beschleunigungssignale von Kopf und Thorax wurden zweidimensional erfaßt. Zusätzlich wurde die Schlittenbeschleunigung redundant mit einem Unfalldatenspeicher (UDS der Fa. VDO-Kienzle) gemessen.

Die kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung lag zwischen 6,7 und 7,7 km/h (mittlere Geschwindigkeitsänderung 7,3 km/h). Die Kollisionsdauern lagen zwischen 105 und 126 ms (mittlere Kollisionsdauer: 118 ms). Die mittlere Schlittenbeschleunigung lag zwischen 1,6 und 1,9 g (Mittelwert: 1,8 g). Trotz mehrmaliger täglicher Beaufschlagung wurden vom Freiwilligen (männlich, 29 Jahre) keine Beschwerden angegeben. Im Vergleich zur normalen Sitzposition lag die Anprallintensität der Kopfstütze an den Kopf des Freiwilligen in den FIP-Positionen auf deutlich geringerem Niveau. Die Analyse des Bewegungsablaufs ergab, daß sich bei der vorgebeugten Sitzposition der Rücken des Freiwilligen über die Rückenlehne gleichmäßig abrollt. Für die forensische Begutachtung ergibt sich hieraus, daß bezüglich der Anprallintensität zwischen Kopfstütze und Kopf die biomechanische Belastung bei Geschwindigkeitsänderungen bis knapp 8 km/h bei vorgebeugter Körperhaltung (FIP) deutlich geringer ist als bei normaler Sitzposition. Kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderungen bis knapp 8 km/h wurden vom männlichen Freiwilligen problemlos toleriert.

Summary

In this basic experimental investigation differences in movement sequences between an occupant in normal sitting position and two different forward inclined positions were analysed. Initially, the various sitting positions can be adapted in cars were measured with 52 test persons. From these, three typical positions were selected:

The normal sitting positions, the slide forward inclination (FIP at traffic lights) and the extreme forward inclination (FIP: for example picking up an object from the vehicle floor).

In the cause of 11 preliminary trials, a sled was adjusted in such a way as to produce acceleration sequences comparable with those in a vehicle-vehicle-collision. The force was exerted by rear-end impact with a bumper car. For each of the three sitting positions, three trials were carried out with one male volunteer sitting in an original car seat.

The movement sequences of the volunteer was documented using a video camera. As biomechanical force data, the head and thorax accelerations were recorded in two axes. Additionally, the acceleration effect on the sled was recorded synchronously with biomechanical acceleration signals. As backup, the collision data recorder (made by VDO-Kienzle) was installed on the sled. Velocity changes of 6,7 to 7,7 km/h (mean value: 7,3 km/h) were measured. On the basis of impact duration lasting between 105 to 126 ms (mean value: 118 ms), the mean sled acceleration were between 1,6 to 1,9 g (mean: 1,8 g). Despite several exposures per day, the male test person (aged 29) never complained of any discomfort. Evaluation of the head impact intensity between headrest and the head showed, that the forces on the test-person through head impact

*Dipl.-Ing. Stefan Meyer, c/o Ing.-Büro Schimmelpfennig + Becke

**Dipl.-Ing. Manfred Becke, Öffentlich bestellter und vereidigter

Sachverständiger für Straßenverkehrsunfälle, IHK Münster

***Dipl.-Ing. Wolfram Kalthoff

c/o Ing.-Büro Schimmelpfennig + Becke, Münsterstraße 101,

48155 Münster-Wolbeck

****c/o Akademie für Manuelle Medizin an der Westfälischen

Wilhelms-Universität Münster, Leitende Ärzte: Dr. med. Markus

Schilgen, Priv.-Doz. Dr. med. William Castro, Von-Esmarch-Straße 56, 48149 Münster

from the FIP-positions were significantly lower than in a normal sitting-position. Movement analysis showed, that when the occupant is in the forward inclined position (FIP), as opposed to the normal sitting position, his back rolls over the seat-back.

As far as head acceleration to impact with a head restraint is only to be expected at a velocity change (delta v) of at least 5 km/h. Velocity changes up to almost (8 km/h) were tolerated without problems by the male test person.

1 Einleitung

Zur Beschreibung der Bewegungskinetik und Beurteilung der biomechanischen Belastungshöhe von Fahrzeuginsassen in einem heckseitig angestoßenen Fahrzeug steht mittlerweile ein erschöpfendes Untersuchungsmaterial zur Verfügung. Ein Überblick wurde bereits in [3] gegeben. Alle hier zitierten Freiwilligen-Versuchen sind jedoch dadurch gekennzeichnet, daß die Probanden zum Zeitpunkt des Heckanpralls jeweils in einer als normal zu bezeichnenden Sitzposition auf einem der Frontsitzplätze saßen.

In letzter Zeit wird der forensisch tätige Unfallanalytiker zunehmend mit der Angabe konfrontiert, der zu Begutachtende habe zum Unfallzeitpunkt eine von der normalen Sitzposition abweichende Haltung eingenommen. Um langfristig die Frage zu klären, ob die eingenommene Sitzhaltung einen Einfluß auf die Bewegungskinetik und die Verletzungsmöglichkeit der Halswirbelsäule hat, wurde vom Ing.-Büro Schimmelpfennig + Becke in Zusammenarbeit mit dem Institut für Kraftfahrwesen der Universität Hannover eine Diplomarbeit [8] vergeben.

Zur Beschreibung einer von der normalen Sitzposition eines Fahrzeuginsassen abweichenden Körperhaltung zum Anstoßzeitpunkt wird gelegentlich der »OOP (out of position) -Begriff« herangezogen. Da diese Beschreibung einer Ausgangssitzposition jedoch in der technisch-biomechanischen Literatur bereits für besondere Fallkonstellationen infolge einer Frontalbelastung (Airbag-Unfälle) eindeutig belegt ist, wurde zur Beschreibung der hier untersuchten Ausgangssitzpositionen, im Sinne einer vorgebeugten Körperhaltung, die Nomenklatur »FIP« (Forward Inclined Position) gewählt. Hierbei bezieht sich der FIP-Begriff auf eine eindimensionale Vorverlagerung, ohne den indirekten Schutzbereich der Rückenlehne bzw. der Kopfstütze zu verlassen.

Aus früheren Untersuchungen zur Belastung der Halswirbelsäule infolge leichter Heckkollisionen [2 - 7] ist für die normale Sitzposition bekannt: Je geringer der Abstand zwischen Hinterkopf und Kopfstütze s_{hor} (»backset«) ist, desto geringer ist die resultierende Relativbewegung zwischen Oberkörper und Kopf. Weiterhin verringert sich die Anprallintensität der Kopfstütze an den Hinterkopf des Insassen. Auf der Grundlage dieser Ergebnisse läßt sich folgende Hypothese ableiten: Bei größerem Horizontalabstand zwischen Kopfstütze und Kopf muß sowohl die Relativbewegung als auch die Anstoßintensität ansteigen. Im Rahmen unserer eigenen Studien wurden bisher nur Maximalabstände zwischen Hinterkopf und Kopfstütze (s_{hor} in Bild 1) von bis zu 17 cm untersucht. Aus diesem Grund wurde die im folgenden beschriebene Grundlagenuntersuchung zur Analyse der Unterschiede der Insassenkinematik von einem Freiwilligen in normaler und in FIP-Ausgangssitzposition durchgeführt.

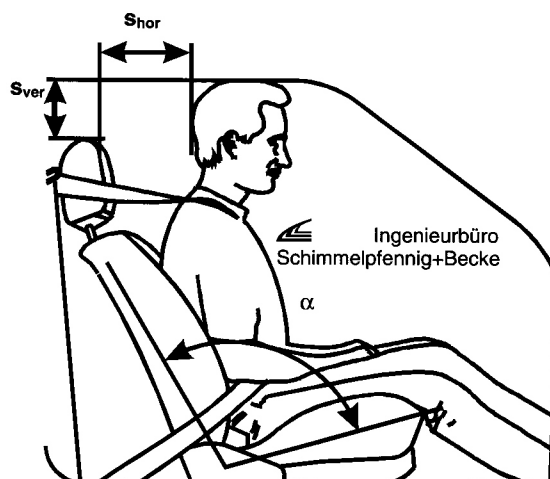


Bild 1 Normale Ausgangssitzposition
Fig. 1 Normal sitting position



Bild 2 Ultraschallmessung
Fig. 2 Ultrasound measurement

2 Untersuchungsansatz

Zunächst wurde die Veränderung aus der Neutralposition der Halswirbelsäule heraus bei fünf Ausgangssitzpositionen von 52 Testpersonen durch eine computergesteuerte Ultraschalluntersuchung der Beweglichkeit der Halswirbelsäule mit dem Coordinate-Measuring-System CMS 50 (Zebris-Medizintechnik GmbH; D-88316 Isny) untersucht:

1. Ausgangssitzposition mit Blick in den Rückspiegel
2. Ausgangssitzposition mit Blick zum Beifahrer
3. Ausgangssitzposition mit Blick zum rechten Außenspiegel
4. Ausgangssitzposition mit Blick zum linken Außenspiegel (oberer Teil Bild 2)
5. Ausgangssitzposition mit Blick zu einer sich über der Fahrbahn befindlichen Ampel (unterer Teil Bild 2)

Bei dem Blick in den Rückspiegel konnten folgende Mittelwerte festgehalten werden: 52 Testpersonen führten eine Drehung des Kopfes nach rechts von $10,0^\circ$ in Kombination mit einer Rückwärtsneigung des Kopfes von $9,9^\circ$ durch. Zusätzlich führten 37 der 52 Testpersonen eine Seitneigung des Kopfes nach links von $8,2^\circ$ durch, wohingegen 15 von 52 Testpersonen stattdessen gleichzeitig zur Rechtsdrehung und Rückwärtsneigung des Kopfes eine Seitneigung nach rechts durchführten ($5,9^\circ$).

Bei dem Blick zu einer sich über der Fahrbahn befindlichen Ampel wurden folgende Mittelwerte festgestellt: 52 Probanden führten eine Seitneigung des Kopfes nach links von $31,8^\circ$ durch. Gleichzeitig führten 47 der 52 Testpersonen eine Rechtsdrehung des Kopfes von $23,3^\circ$ und eine Rückwärtsneigung des Kopfes von $27,7^\circ$ durch; 5 Testpersonen führten statt einer Rückwärtsneigung eine Beugung des Kopfes von $10,8^\circ$ durch und 5 Testpersonen statt einer Rechtsdrehung eine Linksdrehung des Kopfes von $15,2^\circ$.

Der beispielhafte Unterschied zwischen diesen beiden Ausgangssitzpositionen zeigt, daß bei einem Blick in den Rückspiegel eine annähernd

normale Sitzposition bestehen bleibt, wohingegen der Ampelblick mit einer deutlich veränderten Körper-/Kopfhaltung einhergeht.

Aus diesen Messungen wurden die in Bild 3 gezeigten Sitzpositionen für die vorliegende Studie selektiert:

1. Normale Sitzposition
2. FIP Ampel (leicht vorgebeugte Körperhaltung)
3. FIP (extrem vorgebeugte Körperhaltung, um beispielsweise einen heruntergefallenen Gegenstand im Fußraum zu greifen)

In Anlehnung an die oben genannten Untersuchungen wurden auch hier Vorversuche mit dem Freiwilligen in einem angestoßenen Autoskooter durchgeführt. Die hierbei gewonnenen Erkenntnisse zum abweichenden Bewegungsablauf bei unterschiedlichen Ausgangspositionen las-

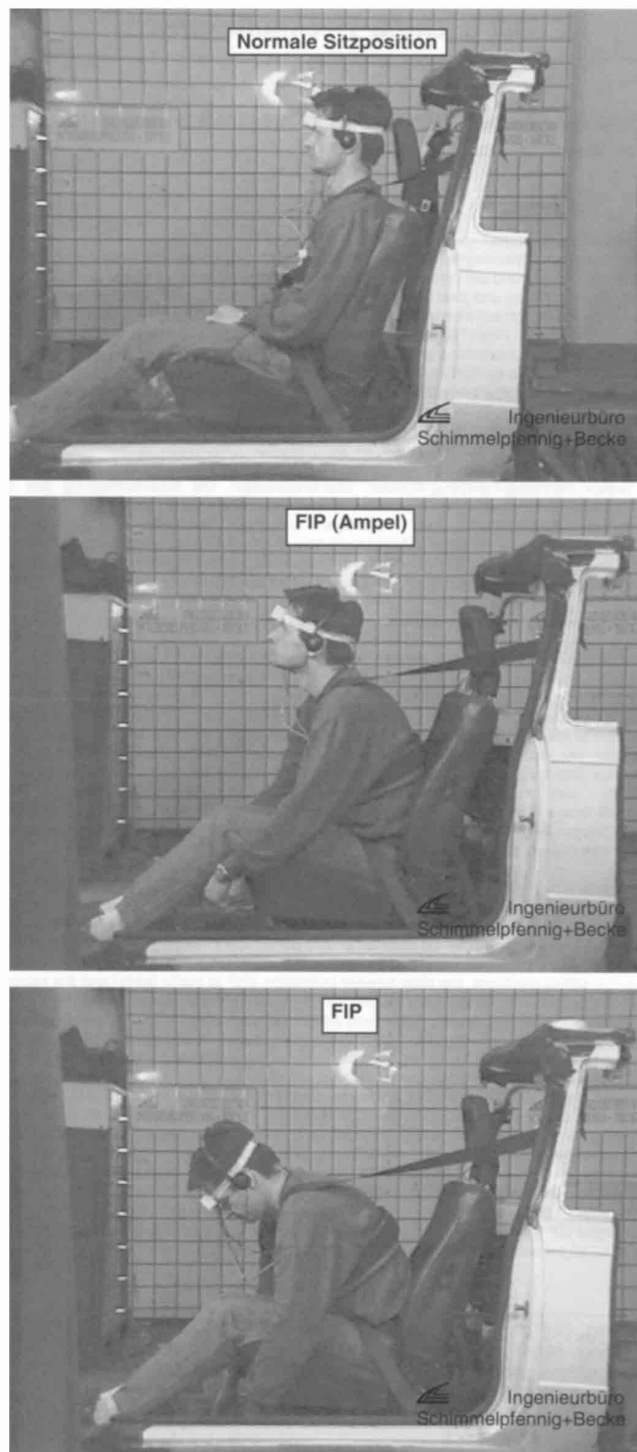


Bild 3 Ausgewählte Sitzposition
Fig. 3 Selected sitting positions

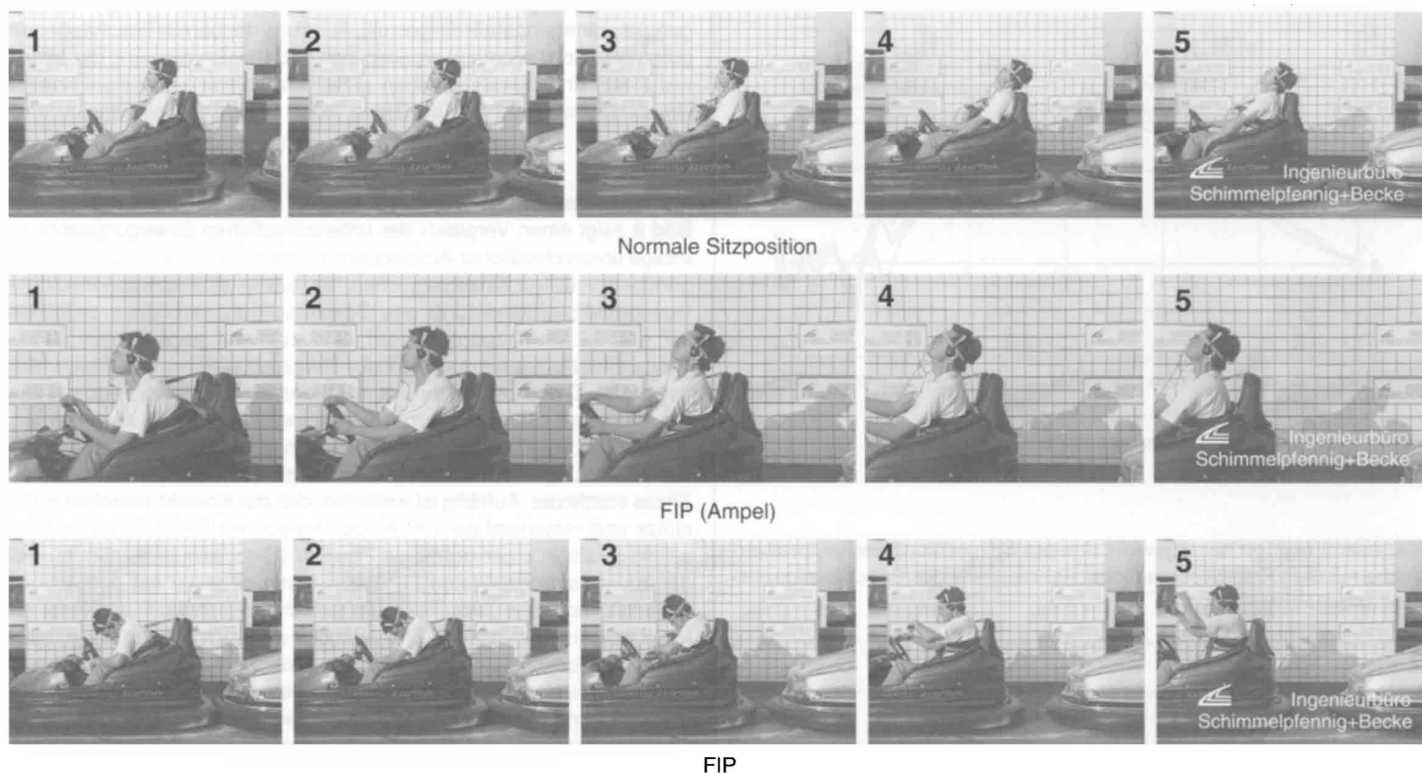


Bild 4 Insassenbewegung im Autoskooter
Fig. 4 Volunteer motion in bumper car

sen sich den jeweils 5-teiligen Bildsequenzen im **Bild 4** entnehmen. Die Geschwindigkeitsänderung lag in den drei vorgestellten Autoskooter-Versuchen jeweils bei knapp 8 km/h. Auf die aus kollisionsmechanischen Gesichtspunkten sehr gute Vergleichbarkeit zwischen Autoskooter- und Fahrzeuganstoßen wurde bereits in früheren Arbeiten detailliert eingegangen [3, 4, 6]. Aufgrund der Tatsache, daß die FIP-Ausgangsposition in Skootern von Freiwilligen problemlos toleriert wurde, war eine gefahrlose Versuchsdurchführung mit dem Beschleunigungsschlitten gewährleistet.

3 Versuchsaufbau

Als Versuchsträger stand ein speziell entwickelter Beschleunigungsschlitten zur Verfügung. Dieser wurde bereits zur Untersuchung der Belastung von Fahrzeuginsassen bei leichten Seitenkollisionen [1] verwendet und besteht im wesentlichen aus dem Mittelteil der Fahrgastzelle eines Opel Kadett D. Die freigeschnittene Bodengruppe mit Fahrersitz und B-Säulen wurde auf ein Fahrgestell mit Lenkrollen montiert und mit der hauseigenen Meßwerterfassungseinheit sowie einem Unfalldatenspeicher (UDS der Fa. VDO Kienzle) ausgerüstet. Die Aufzeichnung der biomechanischen Beschleunigungssignale von Kopf und Thorax des Freiwilligen erfolgte zweidimensional. Durch eine redundante Aufzeichnung der technischen Kollisionsparameter gelang eine Synchronisation zwischen Unfalldatenspeicher und eigener Meßdatenerfassung. Die Anstoßgeschwindigkeit des aufprallenden Autoskooters wurde durch eine Sportlichkeitsschranke gemessen.

Bild 5 dokumentiert, daß die Schlittenkonstruktion im Anstoßbereich durch zwei herkömmliche Pkw-Fahrwerkfedern ergänzt wurde. Hierdurch konnte ein dem Pkw-Anstoß kompatibler Beschleunigungssignalverlauf realisiert werden. In Verbindung mit dem hochelastischen Prallring des anstoßenden, dem Schlitten etwa massengleichen, Autoskooter, wurde eine gute Reproduzierbarkeit der in **Bild 6** dokumentierten Zeitverläufe der Schlittenbeschleunigung erreicht. Zu erkennen ist hier der charakteristische, parabelförmige Verlauf der Längsbeschleunigung. Die mittlere Kollisionsdauer lag bei 105 ms. Neben der guten Reproduzierbarkeit ist ebenfalls die sehr gute Vergleichbarkeit mit den aus einem Pkw-Pkw-Anstoß resultierenden Beschleunigungssignalen belegt.



Bild 5 Versuchsaufbau
Fig. 5 Instrumental setup

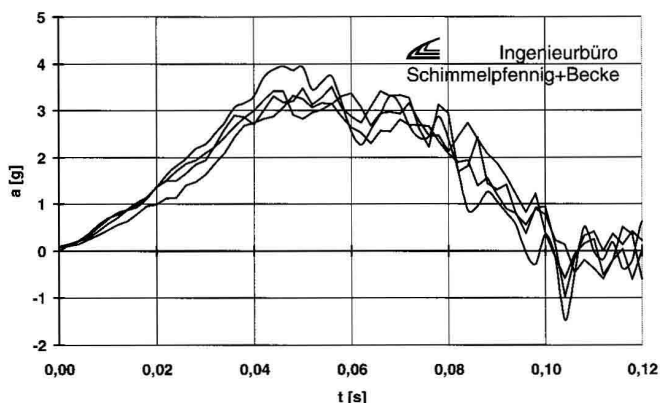


Bild 6 Zeitverlauf der Schlittenbeschleunigung
Fig. 6 Crash pulses

Insgesamt wurden neun (jeweils drei pro Sitzposition) Heckaufprallversuche mit dem Freiwilligen auf dem Fahrzeugsitz des Beschleunigungsschlittens durchgeführt.

4 Ergebnisse

4.1 Kollisionsparameter

In der Tabelle in **Bild 7** sind die Bandbreiten und Mittelwerte der wesentlichen technischen Kollisionsparameter (kollisionsbedingte Geschwin-

	Meßwerte	Mittelwerte
Δv_2 :	6,7 bis 7,7 km/h	7,3 km/h
T:	105 bis 126 ms	118 ms
a_m :	1,6 bis 1,9 g	1,8 g

Bild 7 Kollisionsparameter
Fig. 7 Parameter of collision

digkeitsänderung, Kollisionsdauer und mittlere Schlittenbeschleunigung) zusammengefaßt dargestellt. Aufgrund der bereits beschriebenen guten Reproduzierbarkeit ergaben sich auch bei Betrachtung der Mittelwerte aus drei Einzelversuchen jeder Sitzposition keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Höhe jedes einzelnen Kollisionsparameters.

4.2 Insassenbewegung

Bild 8 zeigt einen Vergleich der unterschiedlichen Bewegungsabläufe infolge unterschiedlicher Ausgangspositionen. Diesen exemplarisch gegenübergestellten Einzelversuchen lag jeweils eine kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung des Beschleunigungsschlittens zwischen 6,7 und 7,7 km/h zugrunde. auf dem zuoberst abgebildeten Bewegungsablauf eines normal sitzenden Insassen wird hier nicht mehr eingegangen. Dieser wurde bereits in [2] detailliert beschrieben. Auf den beiden unteren Bildsequenzen (FIP-Ampel und FIP) ist zu erkennen, daß bei den jeweils vorgebeugten Positionen im Gegensatz zur normalen Sitzhaltung ein Abrollen des Rückens auf der Rückenlehne des Sitzes stattfindet. Auffällig ist weiterhin, daß der Kontakt zwischen Kopfstütze und Hinterkopf der FIP-Ampel-Position erst deutlich später (Einzelbild 5) als in einer normalen Position (Einzelbild 2) stattfindet. Bei der zuunterst abgebildeten FIP-Bildsequenz ist sogar auf dem letzten Einzelbild noch ein Zwischenraum zwischen Kopfstütze und Kopf erkennbar. Bei einem der drei FIP-Versuche war auch auf den aufgezeichneten Kopfbeschleunigungsverläufen kein Kopfanprall festzustellen. Hier war bei einer die Belastungshöhe beschreibenden Geschwindigkeitsänderung von gut 7 km/h aufgrund des großen Ausgangsabstands zwischen Kopfstütze und Hinterkopf von ca. 50 cm (backset) kein Kopfanprall zu beobachten.

Bild 9 zeigt einen Vergleich der zeitlichen Geschwindigkeitsverläufe des normal sitzenden mit dem Insassen in FIP-Ausgangsposition. Diese Verläufe wurden durch die zeitliche Integration des Beschleunigungssignals vom Schlitten und der resultierenden Kopf- bzw. Brustbeschleunigungssignale berechnet. Bereits auf den ersten Blick fällt ein deutlich größerer Zeitversatz vom Einsatz einer merklichen Kopf- bzw. Brustbeschleunigung bezüglich der bei $T = 0$ beginnenden Schlittenbeschleunigung auf. Auch das Anstiegsverhalten von Brust- und Kopfgeschwindigkeit zeigt Unterschiede. Hier ist vorrangig eine sehr geringe Steigung des Kopfgeschwindigkeitsverlaufs in der FIP-Graphik zu erkennen. Auch diese Geschwindigkeitsverläufe erhärten den aus der An-

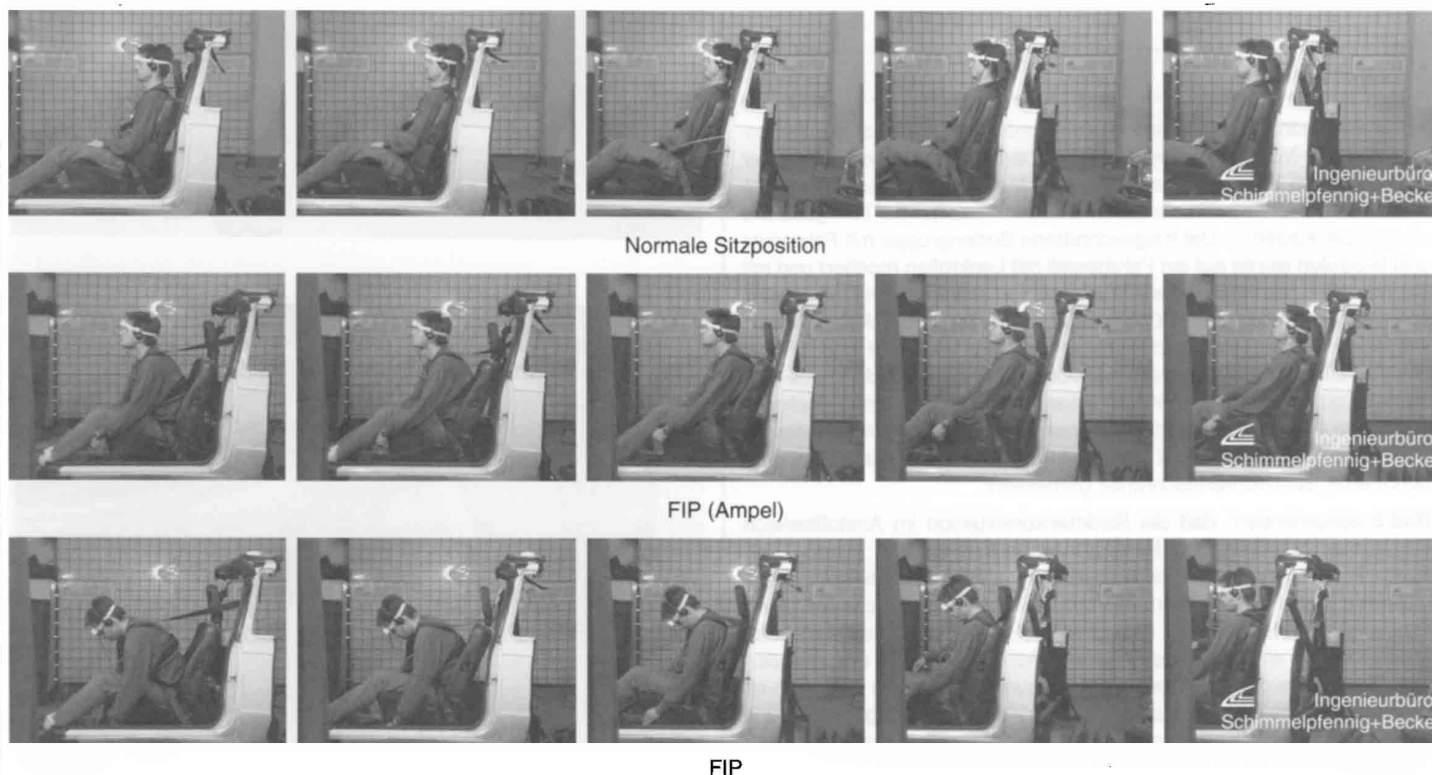


Bild 8 Vergleich der Bewegungsabläufe

Fig. 8 Comparison of different motions

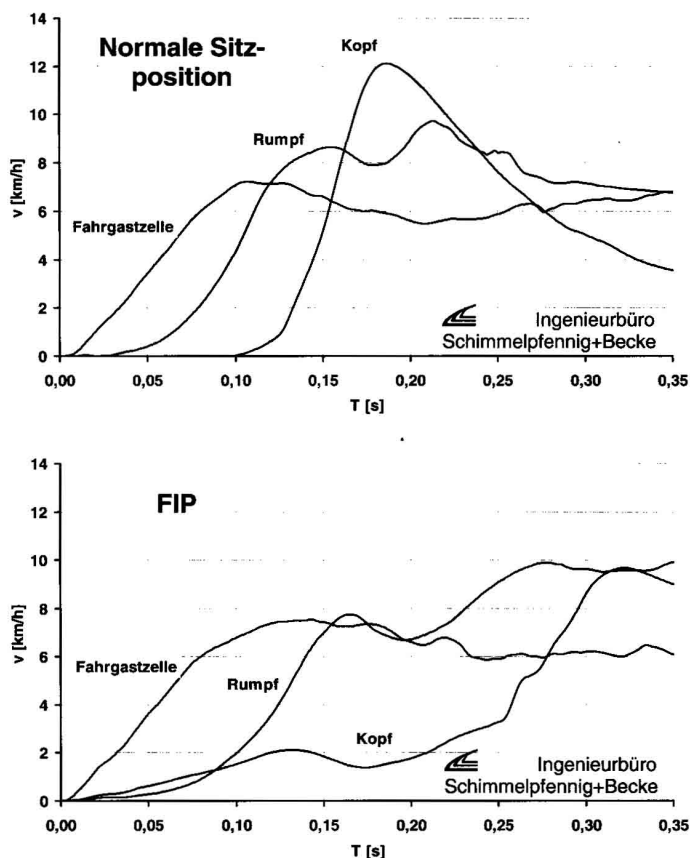


Bild 9 Geschwindigkeitsverläufe und Zeit
Fig. 9 Different velocities and time

analyse der Bildsequenzen gewonnenen Eindruck, daß im Gegensatz zur normalen Sitzhaltung in der FIP-Haltung ein zeitlich ausgedehntes Abrollen des Rückens auf der Rückenlehne des Fahrzeugsitzes stattfindet. Während dieses Aufrichtvorgangs des Oberkörpers nähert sich die Relativgeschwindigkeit zwischen Fahrzeug und Körper des Freiwilligen an. Aus diesem Grund ist dann beim eigentlichen Anprall des Oberkörpers und beim anschließenden Anprall des Kopfes die ursprüngliche vorhandene Relativgeschwindigkeit bereits abgebaut. Deshalb wurden ebenfalls geringere mittlere Oberkörper- und Kopfbeschleunigungen bei der FIP-Ampel und noch deutlicher bei der FIP-Haltung festgestellt.

4.3 Kopfanprall

Aufgrund der sich hinsichtlich ihrer zeitlichen Ausdehnung und Relativbewegungen charakteristisch unterscheidenden Bewegungsabläufe der drei untersuchten Ausgangssitzpositionen ist am Ende der Relativbewegung auch ein Unterschied der resultierenden Anprallintensität der Kopfstütze an den Hinterkopf des Freiwilligen zu erwarten. Hierzu zeigt das Bild 10 exemplarisch drei resultierende Kopfbeschleunigungsverläufe für die unterschiedlichen Ausgangspositionen. Wie nicht anders zu erwarten, prallt der Kopf in der normalen Sitzposition bereits ca. 0,12 s nach Beginn der Schlittenbeschleunigung an die Kopfstütze. In dem FIP-Ampel-Verlauf verstreicht doppelt soviel Zeit (ca. 0,25 s), bis Kopfstütze und Hinterkopf des Freiwilligen kontaktieren. Ist die kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung des Schlittens groß genug, so ist auch bei der FIP-Haltung ein Kopfanprall zu erwarten. Dieser erfolgt jedoch erst knapp 0,4 s nach Beginn der Schlittenbeschleunigung und ist hinsichtlich seiner Intensität wesentlich geringer. Bereits aus den abgebildeten Beschleunigungsverläufen ist aufgrund annähernd identischer Kontaktdauern zwischen Kopfstütze und Kopf bei den zu beobachtenden Maximalwerten der Kopfbeschleunigungen von gut 10 g in der Normalposition, über etwa 9 g der FIP-Ampel-Position bis zu lediglich 4 g in der FIP-Position die abnehmende Anstoßintensität direkt ablesbar.

Der anhand der exemplarisch dargestellten, resultierenden Kopfbeschleunigungen zu beobachtende Trend abnehmender Anprallintensität mit zunehmendem horizontalen Ausgangsabstand wird durch die in

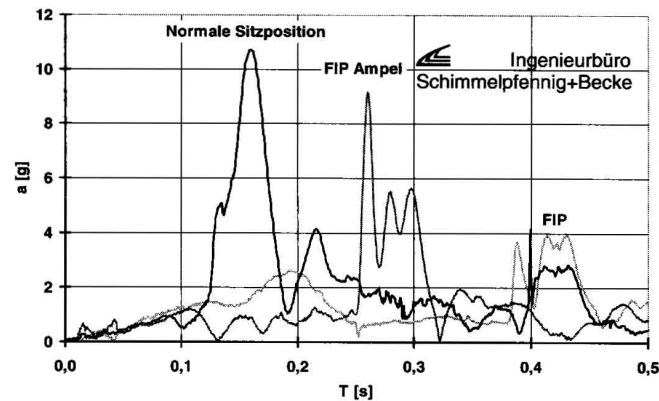


Bild 10 Kopfbeschleunigungen
Fig. 10 Head accelerations

	Δv_{Kopf} [km/h]	$a_m \text{ Kopf}$ [g]
Normale Sitzposition	15,1	6,1
FIP Ampel	11,4	4,5
FIP	7,5*	2,6

* ein Versuch ohne Kopf-Kopfstützen-Kontakt

Bild 11 Geschwindigkeitsänderungen und mittlere Beschleunigung des Kopfes
Fig. 11 Delta v (head) and mean head accelerations

Bild 11 dokumentierten Auswerteergebnisse erhärtet. In dieser Tabelle ist zur Beschreibung der Anprallintensität des Kopfes dessen Geschwindigkeitsänderung und die hierbei auftretende mittlere resultierende Kopfbeschleunigung infolge des Kopfanpralls an die Kopfstütze aufgetragen. Im Vergleich zur normalen Sitzposition sind hier die Mittelwerte bei FIP-Ampel bereits deutlich geringer. Eine weitere Abnahme ist dann bei der extrem vorgebeugten Ausgangshaltung (FIP) festzustellen. Hier ist darauf hinzuweisen, daß nur in zwei der drei FIP-Versuchen ein Kopfstützenanprall stattfand.

5 Diskussion

Die von uns zunächst aufgestellte Hypothese, daß infolge des sich vergrößernden Bewegungsfreiraums zwischen Kopfstütze und Kopf eines Insassen die vorgebeugte Körperhaltung (FIP) zu einer erhöhten biomechanischen Insassenbelastung führt, konnte durch die Ergebnisse dieser Studie bis zu einer kollisionsbedingten Geschwindigkeitsänderung von knapp 8 km/h widerlegt werden. Die Analyse der deutlich von der Normalposition abweichenden Bewegungsabläufe einer FIP-Ausgangshaltung anhand der Meßwerte und Videoaufzeichnungen ergab, daß bei den vorgebeugten Positionen im Gegensatz zur normalen Position ein Abrollen des Rückens an der Rückenlehne des Sitzes stattfindet. Bei Geschwindigkeitsänderungen bis knapp 8 km/h wurden die objektiv erhobenen Meßwerte auch durch die subjektiven Angaben des Freiwilligen bestätigt. Der Bewegungsablauf bei vorgebeugter Ausgangsposition wurde als »sanfter« und aus diesem Grund als angenehmer empfunden. Trotz mehrfacher Exposition des Probanden an den jeweiligen Versuchstagen sind keinerlei Beschwerden bzw. Befindlichkeitsstörungen angegeben worden. Aufgrund der festgestellten eindeutigen Tendenz im Hinblick auf die mit zunehmender Vorgebung abnehmende Anprallintensität der Kopfstütze an den Kopf ist in Verbindung mit den Erfahrungen bei Autoskooter-Fahrten auf dem Jahrmarkt diesseits auch bei Geschwindigkeitsänderungen bis 10 km/h keine Umkehrung der eindeutigen Ergebnisse dieser Studie zu erwarten.

Im Sinne einer Grundlagenuntersuchung ist jedoch darauf hinzuweisen, daß bisher lediglich ein männlicher Freiwilliger im Alter von 29 Jahren an dieser Versuchsreihe teilgenommen hat. Obwohl bis heute bereits weitere FIP-Versuche zur Beurteilung verschiedener Einzelfälle im

Bereich der forensischen Begutachtung durchgeführt wurden, sind zur Manifestierung der gewonnenen Grundlagenerkenntnisse weitere FIP-Versuchsreihen unter Beteiligung einer größeren Anzahl von Freiwilligen nötig. Nach bisherigem Kenntnisstand sind hierbei aus technisch-biomechanischer Sicht auch Versuche mit Geschwindigkeitsänderungen von um 10 km/h problemlos durchführbar. Eine Übertragung der in dieser Studie aufgezeigten Tendenz einer abnehmenden Belastung bei zunehmender Vorverlagerung auf höhere Geschwindigkeitsniveaus über 15 km/h ist sicher nicht möglich, da hier nach bisherigem Kenntnisstand davon auszugehen ist, daß mit zunehmender Bewegungsfreiheit zwischen Oberkörper und Rückenlehne bzw. Hinterkopf und Kopfstütze höhere Belastungen in Form einer intensiven Relativbewegung zwischen Oberkörper und Kopf und einer sich erhöhenden Anprallintensität der Kopfstütze an den Kopf zu erwarten sind.

Danksagung

Wir danken Herrn Prof. Dr. rer. nat. P. Brinckmann, Direktor des Instituts für experimentelle Biomechanik der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster, für seine Anregungen im Rahmen der interdisziplinären Ergebnisdiskussion.

*Daten erhoben im Rahmen einer Doktorarbeit von Herrn Christoph Kiwitz in der Akademie für Manuelle Medizin an der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Literaturnachweis

- [1] Becke M., Castro W., van Aswegen A., Meyer S.: Zur Belastung von Fahrzeuginsassen bei leichten Seitenkollisionen. Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik (Veröffentlichung in Kürze)
- [2] Castro W., Schilgen M., Meyer S., Weber M., Peuker C., Wörtler K.: Do »whiplash injuries« occur in low-speed rear impacts?, Eur Spine J (1997) 6:366-375, Springer Verlag 1997
- [3] Meyer S., Weber M., Kalthoff W., Schilgen M., Castro W.: Freiwilligen-Versuche zur Belastung der Halswirbelsäule durch Pkw-Heckanstöße. Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik 37 (1999), S. 13 bis 24
- [4] Meyer S., Hugemann W., Weber M.: Zur Belastung der Halswirbelsäule durch Auffahrkollisionen. Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik 32 (1994), S. 15 bis 21
- [5] Meyer S.: Zur Belastung der Halswirbelsäule bei Lkw-Pkw-Auffahrkollisionen, Einfluß des Massenverhältnisses auf die kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung, Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik 34 (1996), S. 315 bis 319
- [6] Meyer S., Weber M., Castro W., Schilgen M., Peuker C.: The Minimal Collision Velocity for Whiplash. Whiplash Injuries: Current Concept in Prevention, Diagnosis and Treatment of the Cervia Whiplash Syndrom, edited by Robert Gunzburg and Marek Szpalski. Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia, 1998
- [7] Meyer S.: Das technische Belastungsgutachten als Grundlage der interdisziplinären Beurteilung von HWS-Verletzungen nach Heckkollisionen, Kongreßbericht 1997 der Deutschen Gesellschaft für Verkehrsmedizin e.V., Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen, Heft M 92, S. 230 bis 247
- [8] Stephan C.: Experimentelle Untersuchung der Bewegungskinetik und der Belastung von Fahrzeuginsassen bei vorgebeugter Sitzposition im Hinblick auf HWS-Verletzungen bei leichten Heckkollisionen, Diplomarbeit am Institut für Kraftfahrwesen der Universität Hannover, 1998 ■