

Das Verhalten menschlicher Körper und anthropometrischer Puppen im Sicherheitsgurt bei der Simulation von schweren Frontalzusammenstößen*

Günther Dotzauer, Peter Hinz und Werner Lange

Institut für Rechtsmedizin der Universität Köln (BRD)
Orthopädische Klinik und Poliklinik der Universität Heidelberg (BRD)
Max-Planck-Institut für Arbeitsphysiologie Dortmund (BRD)

Eingegangen am 23. Juni 1972

The Response of Human Bodies and Anthropometrical Dummies in Safety Belts to the Simulation of Severe Head-on Collisions

Summary. Examinations on the efficiency of three-point-harnesses are mostly performed with dummies. Thus, we examined the relationships between forces, measured at the ends of a safety belt and thorax injuries in experiments with unfixed human cadavers, and we compared the results to those which were found on dummies under the same conditions (Alderson p 75). A series of head-on collisions was simulated, in which forces and accelerations were measured and movements of the cadavers and dummies were filmed. After the experiments the resulting injuries were depicted. The classification as well as the seriousness of damage was not only caused by the forces transmitted from the belt to the torso, but the age of the died person was decisive. Injuries of driver were influenced by the steering wheel, too, and by the kind of how the body hits the lower part of the wheel.

Human experimental bodies have more degrees of freedom than dummies, they adapt more smoothly to the stiff environmental objects during the crash than a dummy. This applies particularly to the spine. The stiffness of dummies does only allow quite a limited deformation and damping, thus, stronger belt forces achieve, compared to those of experiments with human bodies under the same conditions. Results of dummy experiments therefore cannot be transferred to human without doubt. Some remarks of the kind of safety belts, their quality and the damage of the body after the experiments are noted.

Zusammenfassung. Als Schutz für den Kraftfahrzeuginsassen hat sich der Dreipunkt-Sicherheitsgurt bei Frontalzusammenstößen bewährt. Er verhindert den Aufschlag des Körpers mit unverminderter Bewegungsenergie auf Lenkrad und Armaturen und schließt bei einem Schulterschräggurt mögliche Strangulierungen aus, die infolge des Taucheffektes beim Vorrutschen des Unterkörpers auf dem Sitz eintreten können. Durch den fest angelegten Dreipunktgurt nimmt der Körper unter Dehnung des Gurtmaterials an der Verzögerung des Fahrzeuges teil. Die auftretenden Trägheitskräfte werden vom Gurt aufgenommen und an dessen Anschlagpunkten auf den Fahrzeugrahmen übergeleitet. An den Kontaktflächen zwischen Gurtband und Brustkorb kommt es zu mechanischen Belastungen des Menschen, die ihrerseits Verletzungen hervorrufen können.

Da Gurtuntersuchungen bisher fast ausschließlich mit anthropometrischen Puppen (Dummies) durchgeführt wurden, fehlen Angaben über die Beziehungen

* Herrn Professor Dr. med. H. Junghanns zum 70. Geburtstag gewidmet.

zwischen auftretenden Gurtkräften und Verletzungen des Thorax. Ziel unserer Untersuchungen sollte daher in erster Linie sein, Gurtkräfte im Leichenversuch zu messen und das resultierende Verletzungsausmaß an Hand von Sektionsergebnissen zu beschreiben. Parallel zu diesen Leichenversuchen bestimmten wir unter gleichen Bedingungen die Gurtkräfte in Dummy-Versuchen, um Aussagen über das unterschiedliche Verhalten von menschlichem Körper und Versuchspuppe treffen zu können.

Es wurden *Fahrersituationen* (mit Lenkrad vor dem Versuchskörper) und *Beifahrersituationen* getestet. Dabei kamen handelsübliche Dreipunktgurte mit Stoßdämpfern (Y-Form) und ohne Stoßdämpfer (V-Form) sowie in einigen Fällen Spezialanfertigungen zum Einsatz.

Key words: Biomechanik, bei Frontalzusammenstößen — Traumatologie, Verletzungen bei Frontalzusammenstößen — Verkehrsmedizin, Simulation von Frontalzusammenstößen.

Die Versuche wurden auf einer elektrohydraulischen Katapultanlage durchgeführt, durch die ein Schlitten über eine Strecke von ca. 1 m auf Geschwindigkeiten zwischen 40 und 50 km pro Stunde beschleunigt werden konnte. Auf den Schlitten waren Originalteile einer Fahrerkabine sowie Meßwertaufnehmer und eine Hochgeschwindigkeitskamera montiert.

Um Frontalzusammenstöße zu simulieren, erfolgte eine impulsartige Beschleunigung des Schlittens. Dementsprechend mußte der Versuchskörper mit Blickrichtung zum Stoßgenerator, d. h. mit dem Rücken in Stoßrichtung, sitzen. Nach dem Beschleunigungsimpuls konnte der Schlitten 3 m frei gleiten, bevor er mit einer konstanten Verzögerung von 1,3 g zum Stillstand gebracht wurde. Die Anlage ist [4] im einzelnen beschrieben worden.

Während die Amerikaner bei ihren Testreihen mit formalinfixierten Leichen arbeiten, hielten wir frische, vorher nicht präparierte Leichen für wesentlich aussagestärker. Die Zeit der gerade einsetzenden Lösung der Totenstarre wurde abgewartet, Geschlecht, Alter, Größe und Gewicht protokolliert. Nach dem Katapultschuß führten wir die Sektion unter Berücksichtigung der im Institut entwickelten speziellen Sektionstechnik unter besonderer Berücksichtigung von Hals- und Brustwirbelsäule sowie Thorax und Abdomen durch. Die Ergebnisse der Wirbelsäulenverletzungen sind an anderer Stelle beschrieben [3].

Die Leichen saßen auf einem handelsüblichen Autositz mit einer Lehnenneigung von 20°. Der Kopf wurde in der Ausgangssituation vor dem Stoß durch einen Seidenfaden geringer Festigkeit von oben her senkrecht in der Pfeilebene gehalten; beim Einsetzen der Schlittenbeschleunigung riß der Faden. Die Abmessungen für die Anschlagpunkte der Gurte waren von einem Mittelklassewagen auf die Versuchseinrichtung übertragen worden. Um eine hinreichende Reproduzierbarkeit der Gurtlose zu erreichen, wurde zwischen Rücken und Sitzlehne ein 40 mm starkes Brett gelegt, der Gurt fest angezogen und danach das Brett wieder entfernt.

Die für die Thoraxverletzungen entscheidenden, voneinander abhängigen, mechanischen Meßdaten waren: Schlittenbeschleunigung, Brustbeschleunigung und in erster Linie die Gurtkräfte F₁, F₂, F₃. Als F₁ wurde die Kraft am inneren Anschlagpunkt (Tunnel) bezeichnet, F₂ war oben außen und F₃ unten außen. Die Brustkorbbeschleunigung wurde bei den Versuchen ohne Lenkrad in Höhe der Sternummitte mit einem Beschleunigungsaufnehmer (Dehnungsmeßstreifenprinzip) gemessen, der mit einem zirkulären Gürtel fixiert war. Um den Aufnehmer vor Beschädigungen durch Aufschlägen auf das Lenkrad zu schützen, mußte er bei den Fahrerversuchen in gleicher Höhe auf dem Rücken befestigt werden.

Um den Bewegungsablauf der Körper durch den Stoß in Zeitslupe studieren zu können, filmten wir den Vorgang mit einer auf den Schlitten montierten Kamera mit einer Bildfrequenz von 400 bis 500 Bilder pro Sekunde.

Für die Untersuchungen standen Gurte zur Verfügung, von denen einige mit Stoßdämpfern (Abb. 1) ausgerüstet waren. Der Stoßdämpfer besteht aus einer fest vernähten Gurtfalte, die bei einer bestimmten Kraft unter Energieumwandlung aufreißt. Die Bruchlast des 50 mm breiten Gurtmaterials war von der Firma mit 2500 kp angegeben, die Dehnung bei einer



Abb. 1. Gurt mit Stoßdämpfer vor und nach dem Versuch

statischen Belastung von 1200 kp lag zwischen 23—27% mit einer bleibenden Dehnung von 12—6%. In einigen Fällen wurden Sondergurte benutzt, auf die später hingewiesen wird.

Das breitnabige Lenkrad war über einen Dämpfungstopf mit der Steuersäule verbunden. Beim Aufprall des Körpers auf das Steuerrad verformte sich der Dämpfungstopf unter Energieumwandlung.

Ergebnisse

Im folgenden werden die Ergebnisse in zwei Versuchsgruppen getrennt dargestellt:

- a) Fahrersituation mit Lenkrad,*
- b) Beifahrersituation ohne Lenkrad.*

In jeder Gruppe sind die Resultate von Versuchen mit Puppen und Leichen gegenübergestellt.

a, 1. Fahrersituation mit Lenkrad (Leichenversuche)

Eine Zusammenstellung der Daten aus 10 Versuchen zeigt Tabelle 1.

Die maximale Schlittenbeschleunigung lag nahezu konstant zwischen 20 und 23 g. Die Beschleunigungsduer konnte aus versuchstechnischen Gründen nicht gleich lang gehalten werden; daher ergaben sich Endgeschwindigkeiten zwischen (18) 34 und 51 km/Std. Dabei traten Brustbeschleunigungen in Größenordnungen zwischen 37 und 51 g auf, jeweils hervorgerufen durch die Gurtkräfte F1 bis F3. Die Kraft F1 lag mit Werten zwischen 470 und 860 kp 50 bis 100% über F2 (300—470 kp) und F3 (70) (210—350 kp). In den Versuchen, die mit Stoßdämpfern gefahren wurden, registrierten wir relativ konstante Ansprechkräfte von 450 bis 550 kp. Für alle in dieser Versuchsreihe benutzten Gurte war eine Dehnung von 23 bis 27% bei statischer Belastung von 1200 kp angegeben.

Tabelle 1. Zusammenstellung der Ergebnisse aus der Versuchsreihe a, I: Fahrersituation mit Lenkrad (Leichenversuche)

Nr.	Max. Schlitten- beschleu- nung (g)	Beschleu- nigungs- dauer (msec)	Endgeschwin- digkeit Schlitten (km/Std)	Versuchskörper			Max. Brust- beschleu- nung (g)	Max. Gurtkräfte (kp)	Ansprech- barkeit des Stoßdämpfers (kp)
				Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)		F ₁	
1	21	60	18	69	181	♂	92	nicht auswertbar	480
2	22	122	nicht auswertbar	49	168	♀	45	22	590
3 ^a	21	123	49	68	168	♀	65	25	470
4	23	120	44	78	168	♀	58	38	660
5 ^a	22	140	51	69	169	♂	67	45	630
6 ^a	22	123	47	80	178	♂	85	29	550
7	20	126	48	53	185	♂	90	40	860
8 ^a	20	86	37	82	155	♀	77	37	480
9	21	86	34	60	176	♂	80	38	840
10 ^a	23	120	48	62	155	♀	50	39	500

^a Gurt mit Stoßdämpfer.

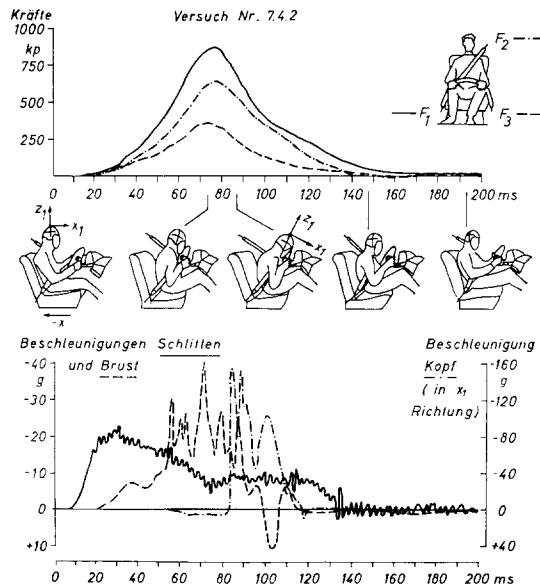


Abb. 2. Beschleunigungen und Gurtkräfte beim Frontalzusammenstoß (Versuch Nr. 7)

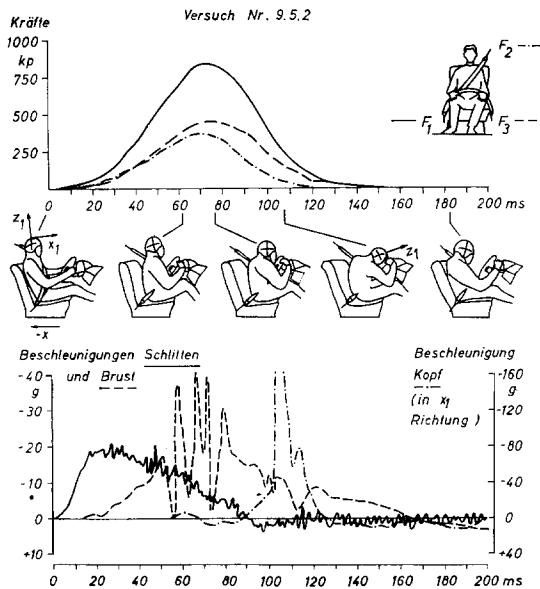


Abb. 3. Beschleunigung und Gurtkräfte beim Frontalzusammenstoß (Versuch Nr. 9)

Die wichtigsten Phasen des Versuchsablaufes sind zusammen mit den analog registrierten Beschleunigungen und Kräften in Abb. 2 für Versuch Nr. 7 und Abb. 3 für Versuch Nr. 9 dargestellt. Es werden die relativ steil ansteigenden Schlittenbeschleunigungen, die mit Verzögerung folgenden, bedeutend flacher anlaufenden Brustbeschleunigungen sowie die mit einer weiteren Verzögerung auf-

tretenden, sehr steil ansteigenden Kopfbeschleunigungen gezeigt. Die Gurtkräfte laufen in beiden Fällen entsprechend der Brustbeschleunigung flach an, werden also nicht von dem steilen Anstieg der Schlittenbeschleunigung beeinflußt. Bedingt durch Körpergröße und Bewegungsablauf, die das Auftreffen des Oberkörpers auf das Lenkrad verändern, sind die Kraftverläufe und Maximalwerte in beiden Versuchen unterschiedlich.

Die Sektionen ergaben für die Versuche Nr. 1 bis 10 folgende Thoraxverletzungen:

Nr. 1: Keine Verletzungen.

Nr. 2: Fraktur der 5. bis 7. Rippe links im Bereich der Mamillarlinie und der 6. bis 9. Rippe rechts ebenfalls im Bereich der Mamillarlinie. Fraktur des Brustbeins zwischen der 4. und 5. Rippe (Abb. 4).

Nr. 3: Fraktur der 5. bis 7. Rippe links, jeweils in der Mamillarlinie, und der 6. bis 9. Rippe rechts, ebenfalls in der Mamillarlinie. Fraktur des Brustbeins von links oben nach rechts unten verlaufend in Höhe der 4. bis 5. Rippe.

Nr. 4: Fraktur der 1. bis 6. Rippe rechts in der vorderen Axillarlinie und der 3. bis 6. Rippe rechts in der Mamillarlinie. Claviculafraktur rechts am Übergang vom mittleren zum äußeren Drittel. Linksseitig besteht eine Serienfraktur der 3. bis 6. Rippe in der Mamillarlinie. Das Brustbein ist an der Syndesmose zwischen Körper und Schwertfortsatz frakturiert (Abb. 5).

Nr. 5: Fraktur der 3. bis 5. Rippe in der Mamillarlinie rechts und der 3. bis 6. Rippe links, ebenfalls in der Mamillarlinie.

Nr. 6: Serienfraktur der 2. bis 7. Rippe links in der Mamillarlinie und der 4. bis 7. Rippe direkt neben dem Brustbein. Rechtsseitig besteht eine Serienfraktur von 5 bis 9 in der Mamillarlinie und der vorderen Axillarlinie.

Nr. 7: Fraktur des Brustbeins im Bereich der Syndesmose. Keine Rippenbrüche.

Nr. 8: Fraktur der 2. bis 9. Rippe links im Bereich der Mamillarlinie und Bruch der 2. bis 8. Rippe rechts im Bereich der vorderen Axillarlinie.

Nr. 9: Serienrippenbrüche links von 2 bis 5 in der Mamillarlinie und 5 bis 6 direkt im Bereich des Brustbeinansatzes. Gleichzeitig sind die Rippen 5 bis 4 frakturiert; die Brüche beginnen oben in der Mamillarlinie und verlaufen dann immer weiter lateralwärts bis zur vorderen Axillarlinie in Höhe der 9. Rippe.

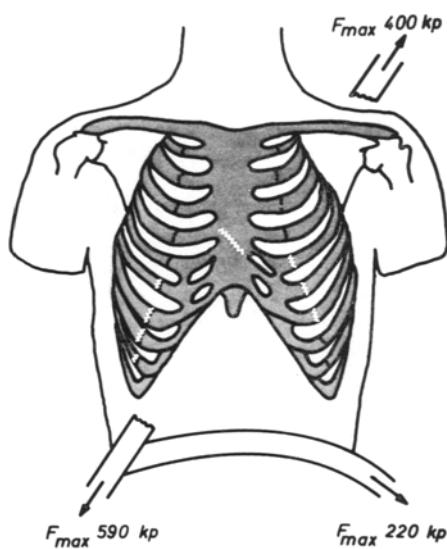


Abb. 4. Thoraxverletzung (Versuch Nr. 2)

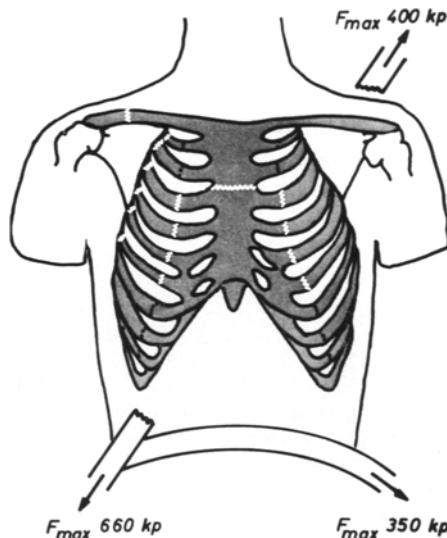


Abb. 5. Thoraxverletzung (Versuch Nr. 4)

Nr. 10: Fraktur der 3. bis 9. Rippe links in der Mamillarlinie und etwa 10 cm lateral davon Fraktur in der 4. bis 6. Rippe links. Auf der rechten Seite kommt eine Serienfraktur von der 5. bis 9. Rippe in der Mamillarlinie und von der 3. bis 9. Rippe in der vorderen Axillarlinie zur Darstellung.

a, 2. Fahrersituation mit Lenkrad (Dummy-Versuche)

In Tabelle 2 sind die Versuchsdaten zusammengestellt. Die Gurte waren vom gleichen Typ wie in den Leichenversuchen. Bei nahezu gleichbleibenden maximalen Schlittenbeschleunigungen und gleicher Beschleunigungsdauer wurden Endgeschwindigkeiten des Schlittens zwischen 47—50 km/Std gefahren. Die maximalen Brustbeschleunigungen lagen zwischen 68—80 g. Auch hier lagen die Kräfte F₁ wesentlich höher als F₂ und F₃.

b, 1. Beifahrersituation ohne Lenkrad (Leichenversuche)

In 5 Versuchen (Versuche Nr. 17 bis 21) wurden durch maximale Schlittenbeschleunigungen von 23 bis 27 g und Beschleunigungsdauer zwischen 112 und

Tabelle 2
Zusammenstellung der Ergebnisse aus der Versuchsreihe a, 2: Dummy-Versuche mit Lenkrad

Nr.	Max. Schlitten- beschleu- nung (g)	Beschleu- nigungs- dauer (msec)	End- geschwin- digkeit Schlitten (km/Std)	Max. Brustbeschleu- nung (g)	Max. Gurtkräfte			Ansprech- barkeit des Stoß- dämpfers (kp)
					F ₁	F ₂	F ₃	
D ₁	21	125	50	68	1280	800	500	—
D ₂ ^a	20	130	48	70	640	580	360	620
D ₃	20	125	47	80	1200	700	550	—
D ₄	20	127	48	70	8800	730	480	—

^a Gurt mit Stoßdämpfer.

Tabelle 3. Zusammenstellung der Ergebnisse aus der Versuchsreihe b, I: Beifahrersituation ohne Lenkrad (Leichenversuche)

Nr.	Max. Schlitten- beschleu- nigung (msec) (g)	Beschleu- nigungs- dauer (msec)	Endgeschwin- digkeit Schlitzen (km/Std)	Versuchskörper Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Max. Brust- beschleu- nigung (g)	Max. Gurtkräfte (kp)			Ansprechbar- keit des Stoßdämpfers (kp)	
								Max. Gurtkräfte (kp)				
								F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	
17 ^a	23	122	44	75	172	91	5	28	730	610	440	680
18	26	122	48	32	170	86	5	38	1020	760	380	—
19	27	112	50	32	170	58	♀	47	950	780	460	—
20	26	115	46	52	175	80	5	36	780	300	560	300
21	25	125	50	56	178	71	5	38	1000	800	340	—

^a Gurt mit Stoßdämpfer.

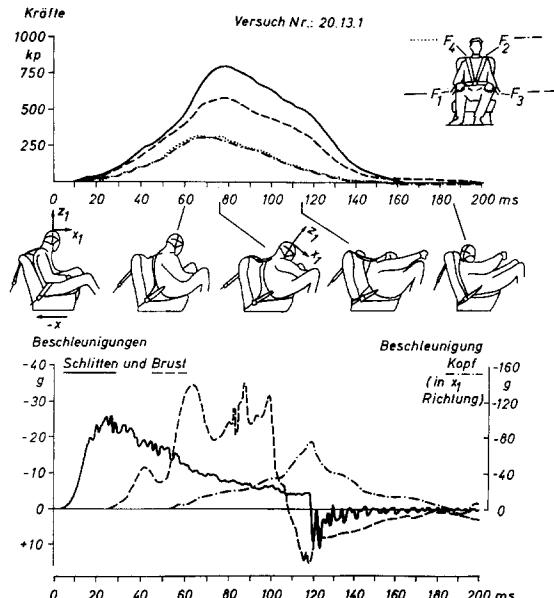


Abb. 6. Beschleunigungen und Gurtkräfte beim Frontalzusammenstoß (Versuch Nr. 20)

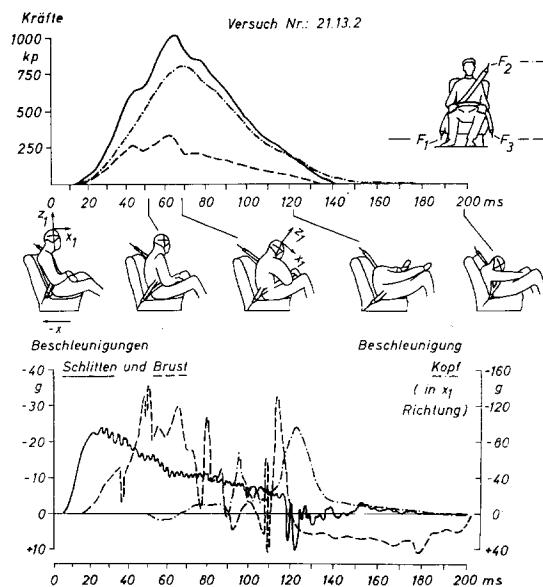


Abb. 7. Beschleunigung und Gurtkräfte beim Frontalzusammenstoß (Versuch Nr. 21)

125 msec Endgeschwindigkeiten erreicht, die zwischen 44 und 50 km/Std lagen. Die Brustbeschleunigung betrug 60 bis 95 g. Mit Maximalkräften zwischen 730 bis 1020 kp lag F₁ wiederum deutlich über F₂ (300—800 kp) und F₃ (340—560 kp). In einem Versuch mit einem Vierpunkt-Sicherheitsgurt wurden in den beiden Schultergurten die verhältnismäßig geringen Kräfte von 300 kp registriert. Die

Dehnung der Gurte war mit 23 bis 27 % für 1200 kp statische Belastung angegeben, mit Ausnahme des Gurtmaterials in den Versuchen Nr. 19 (6,5%) und Nr. 21 (13,5%). Die Versuchsdaten sind in Tabelle 3 zusammengestellt.

Die Abb. 6 und 7 zeigen die Versuche Nr. 20 und 21 mit den jeweils registrierten Kräften und Beschleunigungen. In beiden Fällen treten Brustbeschleunigungen auf, die höher als die Schlittenbeschleunigung liegen. Der positive Anteil der Brustbeschleunigung (nach ca. 100 msec) läßt erkennen, daß das System Gurt—Thorax elastisch verformt und der Oberkörper infolgedessen an die Sitzlehne zurückgerissen wurde.

Beim Einsatz des Vierpunktgurtes (Abb. 6) ist der Verlauf der Kräfte relativ flach, weil sich die Verformung der Rückenlehne, worüber die Schultergurte liefen, auswirkte. Relativ steile Kraftanstiege mit großen Spitzenwerten wurden dagegen in Versuch 21 registriert. Hierfür muß in erster Linie der schwer verformbare Gurt verantwortlich gemacht werden.

Für die Versuche Nr. 17 bis 21 ergaben die Sektionen folgende Thoraxverletzungen:

Nr. 17: Querbruch des Brustbeins zwischen der 1. und 2. Rippe und Fraktur der 6. Rippe rechts im Bereich der Mamillarlinie.

Nr. 18: Fraktur des Brustbeines zwischen der 2. und 3. Rippe. Fraktur der 2. bis 6. Rippe links in der Mamillarlinie und der 2. wie 6. Rippe rechts ebenfalls in der Mamillarlinie (Abb. 8).

Nr. 19: Fraktur der 2. und 3. Rippe links im Bereich der Knorpelknochengrenze und der 1. Rippe links im Bereich der vorderen Axillarlinie. Bruch der 2. bis 7. Rippe rechts in der Mamillarlinie und der 3. und 4. Rippe im Bereich der vorderen Axillarlinie.

Nr. 20: Minimale Infektion des Brustbeines zwischen der 5. und 6. Rippe. Keine Rippenbrüche (Abb. 7).

Nr. 21: Der Thorax ist erheblich verletzt. Es besteht ein doppelter Bruch des Brustbeins, einmal zwischen der 1. und 2. Rippe und außerdem ein Schrägbruch zwischen der 3. Rippe links zur 4. und 5. Rippe rechts verlaufend. Ferner bestehen Rippenserienfrakturen linksseitig von 2 bis 5 in der Mamillarlinie und rechtsseitig von 4 bis 9 in der Knorpelknochengrenze und von 2 bis 9 im Bereich der vorderen Axillarlinie (Abb. 9).

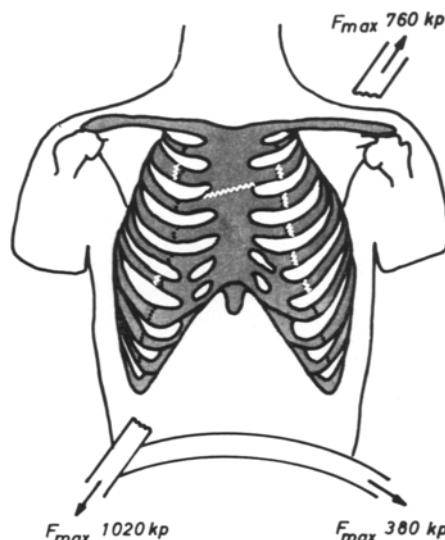


Abb. 8. Thoraxverletzung (Versuch Nr. 18)

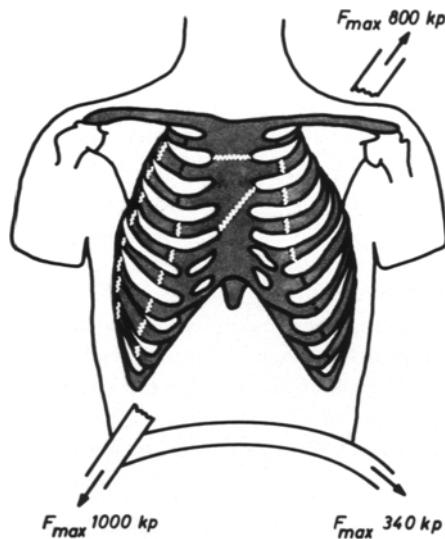


Abb. 9. Thoraxverletzung (Versuch Nr. 21)

b, 2. Beifahrersituation ohne Lenkrad (Dummy-Versuche)

Die Versuchsdaten der Reihe sind in Tabelle 4 zusammengestellt.

Die maximale Schlittenbeschleunigung wurde zwischen 20 und 23 g registriert. Bei Beschleunigungsduer zwischen 104 und 118 msec kam es zu Endgeschwindigkeiten von 40 bis 49 km/Std. Von 51 bis 70 g reichten die gemessenen maximalen Brustbeschleunigungen. Im Versuch Nr. D 6 riß der Gurt bei einer Kraft F_1 von 1500 kp in der Umlenkstelle; in den Versuchen D 7 bzw. D 8 öffnete sich bei einer Kraft von 1650 bzw. 1330 kp das Gurtschloß. Trotz einer Kraft von $F_1 = 1420$ kp hielt der Gurt im Versuch D 9.

Tabelle 4. Zusammenstellung der Ergebnisse aus der Versuchsreihe b, 2: Fahrersituation ohne Lenkrad (Dummy-Versuche)

Nr.	Max. Schlitten- beschleu- nung (g)	Beschleu- nigungs- dauer (msec)	End- geschwin- digkeit Schlitten (km/Std)	Max. Brust- beschleu- nung (g)	Dehnung des Gurtes bei 1200 kp statisch	Max. Gurtkräfte (kp)			Bemerkungen
						F_1	F_2	F_3	
D ₆ ^a	23	114	49	70	23—27%	1500	780	600	Gurt gerissen
D ₇	23	118	49	51	19,5%	1650	850	600	Schloß geöffnet
D ₈	24	113	47	52	20%	1330	600	750	Schloß geöffnet
D ₉	20	104	40	60	22%	1420	650	590	

^a Gurt mit Stoßdämpfer.

Diskussion

Vergleicht man die auf den Thorax einwirkenden Gurtkräfte mit den zugehörigen Sektionsbefunden, so lassen sich hieraus allein keine Relationen ableiten. Im Versuch Nr. 6 mit einer algebraischen Summe der Gurtkräfte von 1250 kp tritt zum Beispiel eine vollkommene Zertrümmerung des Thorax ein, während im Versuch Nr. 7 lediglich eine Fraktur des Sternums erfolgt, obgleich die Kraftsumme 1640 kp betrug.

Trägt man hingegen das Verletzungsausmaß als Funktion des Alters der Versuchskörper und der algebraischen Summe der Kräfte auf, so deutet sich eine *Zunahme der Verletzungsschwere mit steigendem Alter an* (Abb. 10). Die Graphik zeigt eine Zusammenfassung der Ergebnisse von Versuchen mit und ohne Lenkrad. Die Thoraxverletzungen sind in 3 Stufen eingeteilt:

- Ohne Verletzung.
- Mittelschwere Verletzungen durch einzelne, meistens im unteren Bereich des Thorax liegende Rippenfrakturen ohne wesentliche Einschränkung der Thoraxstabilität, was gleichzeitig intrathorakale Beschädigungen ausschließt.
- Schwere Verletzungen mit Zertrümmerung des Thorax mit beidseitig verlaufenden Serienfrakturen der Rippen und Sternumfrakturen, die in einer Unfallsituation ein Überleben des Menschen in Frage stellen würden.

Schwere Verletzungen traten mit einer Ausnahme (Versuch Nr. 10, sehr gräziler, weiblicher Versuchskörper) bei Kraftsummen zwischen 1050 und 1400 kp nur an Leichen mit einem Alter um 80 Jahre auf. Bei etwa 30jährigen führten erst Kraftsummen von 2100 bis 2200 kp zu massiven Thoraxzertrümmerungen. Die gegenseitige Abhängigkeit zwischen Kraftsumme und Lebensalter ist ein Problem der Elastizität, die auf Grund stärkerer Verkalkung des knöchernen Thorax beim alten Menschen abnimmt.

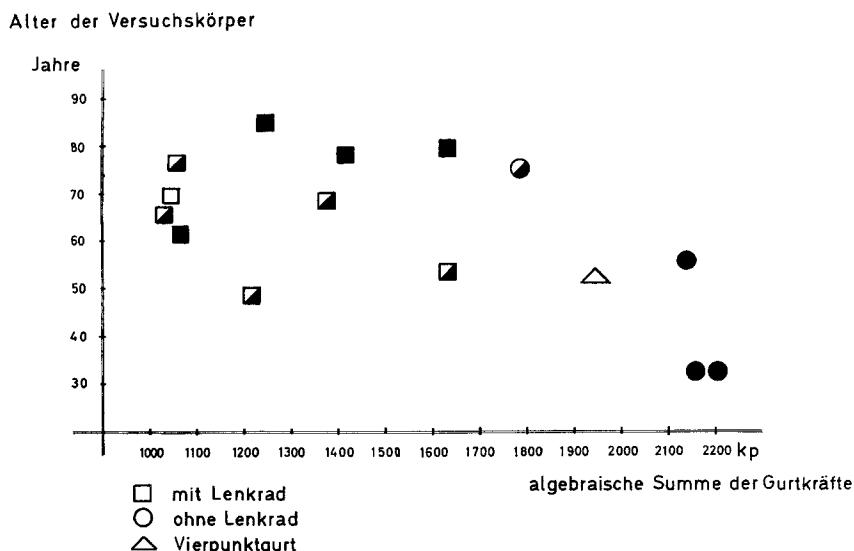


Abb. 10. Abhängigkeit des Verletzungsausmaßes von den Gurtkräften und vom Alter der Versuchspersonen

Aus Abb. 10 kann weiterhin abgelesen werden, daß die Gurtkräfte in der Lenkersituation deutlich tiefer lagen als in der Beifahrersituation. Die Differenzen erklären sich durch teilweises Abfangen des Torsos am Lenkrad (Abb. 4, Versuch 7), das sich unter Energieumwandlung deformiert. Wie die Filme zeigten, paßten sich die menschlichen Versuchskörper durch eine Vielzahl der Bewegungsmöglichkeiten im Bereich der Wirbelsäule den Widerständen von Gurt und Lenkrad an bzw. versuchten, durch Verrutschen auszuweichen.

Andere Bewegungsabläufe erbrachten die Dummy-Versuche. Die Steifheit der Puppenkonstruktion (Alderson P 75) ließ keine Verformung des Torsos zu, er wurde ausschließlich vom Gurt ohne eigene plastische oder elastische Deformierung aufgefangen und wies dementsprechend höhere Gurtkräfte auf. Sie erreichten in der Versuchsreihe ohne Lenkrad algebraische Summen von 2680 bis 3100 kp bzw. Kräfte an der Anschlagstelle F1 von 1330 bis 1650 kp. Hierbei sprang in 2 Fällen das Schloß auf, in einem Fall riß das Gurtband an der Umlenkschlaufe, und nur einmal hielt der Gurt, während er in den Leichenversuchen mit dementsprechend niedrigeren Kräften in jedem Fall den Versuchskörper hielt. Dieses unterschiedliche Verhalten zeigt, daß Ergebnisse aus Dummy-Versuchen nicht ohne weiteres auf gleiche Unfallsituationen mit Menschen übertragen werden dürfen, dies gilt nicht nur für die physikalisch-chemischen Meßgrößen, sondern speziell für die biomechanischen Probleme der Unfallentstehung.

Über einen Zusammenhang zwischen Gurtqualität (Dehnungsfähigkeit bzw. Stoßdämpfer) und Verletzungsausmaß lassen sich auf Grund der geringen Auswahl von Versuchen keine allgemeingültigen Aussagen treffen. Auffallend ist jedoch, daß bei Benutzung der harten Gurte in den Versuchen Nr. 19 und 21 trotz des verhältnismäßig jungen Alters der Versuchskörper (32 bzw. 56 Jahre) auf Grund der hohen Kräfte die schwersten Thoraxverletzungen auftraten. Bei Versuchen mit Stoßdämpfern traten eindeutig geringere Kräfte auf als bei vergleichbaren Versuchen ohne Stoßdämpfer, was sich insbesondere bei jüngeren Versuchspersonen durch geringere Verletzungsscheinungen bemerkbar machte. Eine noch besser schützende Wirkung dürfte der Stoßdämpfer bei geringeren unfallbedingten Beschleunigungen haben, als sie im Versuch auftraten. In solchem

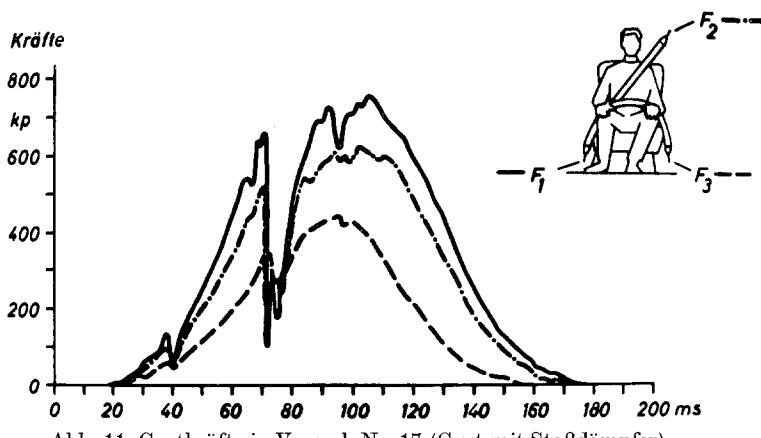


Abb. 11. Gurtkräfte in Versuch Nr. 17 (Gurt mit Stoßdämpfer)

Fall könnte sich kein zweites Maximum nach dem Ansprechen des Stoßdämpfers aufbauen, wie es z. B. in Abb. 11 für Versuch Nr. 17 gezeigt ist. Vielleicht sollte man für schwere Unfälle einen zweiten Stoßdämpfer in den Gurt einbauen, der bei höheren Kräften anspricht und so ein zweites Kraftmaximum verkleinert.

Der besonders gute Schutz durch den Vierpunkte-Sicherheitsgurt (Versuch Nr. 20), bei dem keinerlei Thoraxverletzungen auftraten, ist darauf zurückzuführen, daß trotz einer algebraischen Summe der Kräfte von 1940 kp nur je 300 kp von den Schultergurten aufgenommen wurden und der Rest über den Beckengurt abgefangen wurde. Hierbei muß jedoch berücksichtigt werden, daß die Schultergurtführung über die Sitzlehnen verlief, deren Oberkante beim Vorrutschen des Versuchskörpers eingedrückt wurde (Abb. 6), was zu einer Vergrößerung der effektiven Dehnung im Schultergurt führte.

Die Simulation schwerer Frontalzusammenstöße führt auch an Leichen zu teilweise erheblichen Verletzungen des Brustkorbes. Der Gurt schützt vor noch weiterreichenden Verletzungen der intrathorakalen Organe wie der des Oberbauches. Daß Herz- und Aortenrupturen sowie Leber- und Milzrisse bei vergleichbaren Unfallsimulationen ohne Sicherheitsgurt auftreten können, wurde an anderer Stelle beschrieben.

Literatur

1. Coermann, R., Dotzauer, G., Lange, W., Voigt, G.: The effects of the design of the steering assembly and the instrument panel on injuries (especially aortic rupture) sustained by car drivers in head on collisions. *J. Trauma* **12**, 715—724 (1972).
2. Hinz, P., Coermann, R., Lange, W.: Das Verhalten der Halswirbelsäule bei Auffahrunfällen. *Msch. Unfallheilk.* **8**, 321—328 (1969).
3. Hinz, P.: Kombinationsverletzungen an Halswirbelsäule und Thorax bei der Simulation frontaler und schräger Kollisionen im Straßenverkehr. *Habilitationsschrift*, Ruprecht-Karls Universität Heidelberg 1971.
4. Lange, W.: Simulation schwerer Auffahrunfälle mit einer elektrohydraulischen Katapultanlage. *Automobiltechnische Zeitschrift* **72**, 5, 162—167 (1970).
5. Lange, W., Hinz, P.: Auffahrunfälle mit und ohne Kopfstütze. *VDI-Zeitschrift* **112**, 20, 1357—1362 (1970).
6. Voigt, G.: Die Biomechanik stumpfer Brustverletzungen besonders von Thorax, Aorta und Herz. *Hefte Unfallheilk.* **96**. Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1968.

Professor Dr. med. G. Dotzauer
Direktor des Institutes für gerichtliche Medizin
der Universität
D-5000 Köln 30, Melatengürtel 60—62
Bundesrepublik Deutschland