

## Das Schädel-Hirn-Trauma

### Neuere Erkenntnisse und Zusammenstellung von Toleranzwerten von knöchernem Schädel und Gehirn bei mechanischer Gewalteinwirkung

KARL SELLIER

Institut für gerichtliche Medizin der Universität Bonn (BRD)

Eingegangen am 25. März 1971

#### Cranio-Cerebral Injury

#### Tolerance of the Skull and Brain to Mechanical Trauma

*Summary.* The relationship of severity of impact and extent of injury are discussed. Regional impacts of the head cause bending fractures, while impacts on large areas tend to produce bursting fractures. Various types of loading resulting in fractures are described. Tolerance curves for the brain with respect to translation and rotation acceleration are noted.

*Einleitung und Zusammenfassung.* Die alte Regel in der (Gerichts)-Medizin, daß kleinflächige Gewalteinwirkung auf den Kopf Biegungsbrüche, großflächige dagegen Berstungsbrüche hervorruft, wird durch neuere Arbeiten auf diesem Gebiet zwar nicht erschüttert, erscheint aber in einem neuen Licht. Damit befaßt sich das Kapitel: „Impedanz-Verfahren“. Im weiteren Teil der Arbeit sind für alle vorkommenden Belastungsarten des Schädels Bruchenergien angegeben. Die Arbeiten, aus denen diese Werte stammen, sind teilweise nicht mehr neu. Es erschien aber zweckmäßig, einmal alle diese Ergebnisse übersichtlich aufzuführen. Im letzten Teil werden Toleranzkurven für das Gehirn bezüglich Translations- und Rotationsbeschleunigung angegeben.

*Key-Words:* Schädel-Hirn-Trauma — mechanische Gewalteinwirkung, Toleranzwerte.

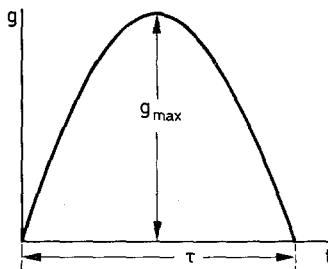
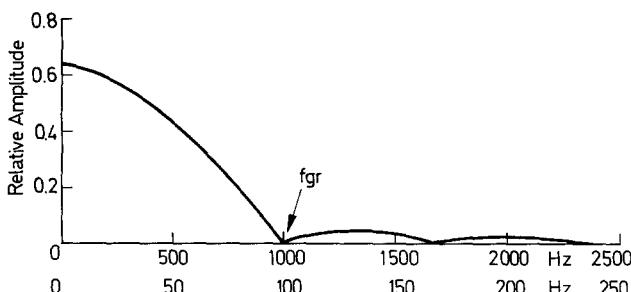
#### 1. Impedanz-Verfahren

Jede Gewalteinwirkung auf den Kopf setzt einen Stoß voraus (abgesehen von den wenigen Fällen, bei denen der Kopf quasistatisch durch 2 gegenüberliegende Kräfte komprimiert wird, z.B. Puffer von Eisenbahnwagen oder Überfahren). Jeder Stoß erzeugt eine Beschleunigung des Kopfes, die zweckmäßigerweise nicht im Absolutmaß ( $m/sec^2$ ) gemessen wird, sondern in Einheiten der Erdbeschleunigung  $g$  ( $= 9,81 m/sec^2$ ).

Eine Beschleunigung von 10 g bedeutet z.B., daß der Kopf mit einer Kraft beschleunigt wird, die 10mal so groß wie sein Gewicht ist. Wegt der Kopf 4 kp, wird er daher mit 40 kp belastet.

Der zeitliche Beschleunigungsverlauf beim Stoß ist etwa parabelförmig: die  $g$ -Zahl beginnt bei 0, läuft über einen Maximalwert ( $= g_{max}$ ) und endet wieder bei 0. Die dabei abgelaufene Zeitspanne heißt die Stoßzeit  $\tau$ . Durch  $g_{max}$  und  $\tau$  ist der Stoß daher vollständig beschrieben (Abb. 1).

Die Testung des Kopfes mit Stößen zum Studium der Wirkungen solcher Traumen ist vom theoretischen Standpunkt kein gutes Verfahren. Der Kopf ist nämlich ein schwingungsfähiges Gebilde und besitzt daher bestimmte Resonanzfrequenzen, denen charakteristische Schwingungsformen des Kopfes zugeordnet

Abb. 1. Idealisierter Stoßverlauf mit den beiden Parametern  $g_{\max}$  und  $\tau$ Abb. 2. Fourier-Spektrum zweier sinusförmiger Stöße mit der Dauer  $\tau = 1,5$  msec (obere Abszissenskala) und  $\tau = 15$  msec (untere Skala).  $f_{gr}$  beträgt 1000 bzw. 100 Hz. Nach [6]

sind. Die Art der angeregten Schwingung ist, wenn die Amplitude groß genug ist, entscheidend für die Frage, ob ein Biegungs- oder ein Berstungsbruch entsteht. Ein Stoß der oben angegebenen Form (parabelförmig, Parameter  $g_{\max}$  und  $\tau$ ) besteht aus einem Gemisch verschiedener Frequenzen bestimmter Amplitude. Ob Resonanzfrequenzen des Kopfes angeregt werden können (mit entsprechenden Folgen), hängt davon ab, ob in dem Stoß diese Frequenzen (mit genügender Amplitude) vorkommen.

Es müssen daher folgende Aufgaben gelöst werden:

- Feststellung der in einem Stoß (mit den Parametern  $g_{\max}$  und  $\tau$ ) vorhandenen Frequenzen unter Berücksichtigung ihrer Amplitude,
- Bestimmung der Resonanzfrequenzen des Schädels mit deren zugeordneten Schwingungsformen.

Zu a). Diese (mathematische) Aufgabe hat bereits Fourier (franz. Mathematiker, 1768—1830) gelöst. Er stellte fest, daß ein parabelförmig verlaufender Stoß ein Frequenz-Spektrum nach Abb. 2 besitzt. Die Einzelheiten sind für die Behandlung dieses Themas unwichtig; wichtig ist nur die Tatsache, daß bei einem (etwa parabelförmig verlaufenden) Stoß der Dauer  $\tau$  im wesentlichen Frequenzen vorkommen, die von der Frequenz  $f = 0$  Hz bis zu einer bestimmten Grenze  $f_{gr}$  reichen (s. Abb. 2). Alle höheren Frequenzen kommen nur mit kleiner Amplitude vor und sind daher in ihrer Wirkung zu vernachlässigen.  $f_{gr}$  hängt nun mit der Stoßdauer  $\tau$  zusammen. Es gilt

$$f_{gr} \cdot \tau \approx 1,5. \quad (1)$$

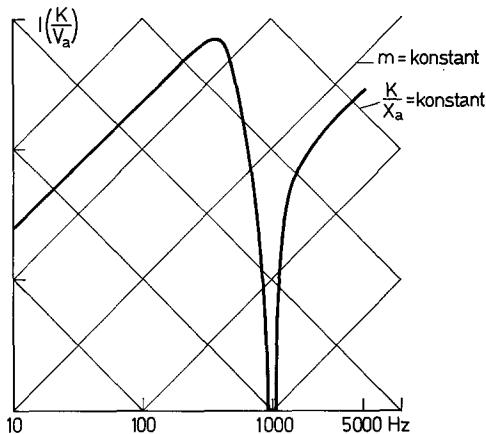


Abb. 3. Impedanz-Diagramm eines Kopfes (Leiche). Näheres siehe Text. Nach [6], schematisch

Das heißt: je länger die Stoßdauer, um so kleiner sind die im Stoß enthaltenen Frequenzen und umgekehrt.

Zu b). Das Verhalten eines schwingungsfähigen Gebildes (hier der Schädel mit Inhalt) kann mit einer sinnreichen Apparatur, deren Einzelheiten hier nicht erörtert werden sollen [6], geprüft werden. Der Schädel wird an einer Stelle sinusförmig mit einer bestimmten Frequenz erregt. Gemessen werden die Auslenkung  $x_a$ , die Geschwindigkeit  $v_a$  der Auslenkung an der erregten Stelle und die zur Auslenkung benötigte Kraft  $K$ . Daraus wird der Quotient  $\frac{K}{v_a}$  (= mechanische Impedanz) und  $\frac{K}{x_a}$  (= dynamische Steifheit = dynamische Federkonstante) berechnet. Die Impedanz, in doppelt logarithmischen Papier über der Erreger-Frequenz aufgetragen, zeigt ein charakteristisches Verhalten (Abb. 3).

In diesem Diagramm sind noch Geraden-Scharen gleicher Steifheit (links nach rechts fallend) und solcher gleicher Masse (von links nach rechts steigend) eingetragen.

Bei 20 Hz beginnt die Impedanzkurve an einem bestimmten Punkte, um mit steigender Frequenz anzusteigen. Sie verläuft dabei auf einer Geraden gleicher Masse (hier: 10 lbs) bis zu einer Frequenz von rund 350 Hz. Dabei überquert die Kurve die Geraden gleicher Steifheit in zunehmenden Sinne, d.h. mit zunehmender Frequenz steigt die dynamische Steifheit des Schädelns. Dieser Kurventeil kann folgendermaßen interpretiert werden: der Schädel wird in diesem Frequenzbereich als Ganzes sinusförmig bewegt und erleidet keine Deformationen. Die zu beschleunigende Masse ist immer gleich und entspricht der Ruhemasse des Schädelns. Die dynamische Steifheit ( $= \frac{K}{x_a}$ ) steigt, weil mit zunehmender Frequenz für eine bestimmte Schwingungsamplitude  $x_a$  eine größere Kraft  $K$  gebraucht wird (Wirkung der Massenträgheit). Ab 350 Hz beginnt die Impedanz zunehmend schnell zu sinken, ebenso die beschleunigte Masse. Der Schädel erscheint leichter. Es beginnt die erste Schwingungsform. Die beschleunigte Schädelstelle und dessen Gegenpol schwingen im Gegentakt, der Schädel „atmet“, es entsteht der Be-

lastungsfall, der bei höherer Amplitude zu einem Berstungsbruch führen würde (sog. Anti-Resonanz). Mit zunehmender Frequenz wird die Impedanz schnell kleiner, die scheinbare Masse und die dynamische Steifheit verschwinden praktisch. Die Masse des Kopfes wird überhaupt nicht mehr beschleunigt, sondern nur noch ein kleines Knochenstück im Bereich des Erregungspunktes. Es liegt ein Belastungsfall vor, der zum Biegungsbruch führen würde (sog. Resonanz).

Mit diesen Erkenntnissen kann folgendes postuliert werden: Brüche des Schädelns können nur dann entstehen, wenn ein Stoß *die* Frequenzen enthält, die zur Anregung der entsprechenden SchädelSchwingungen nötig und wenn deren Amplituden ausreichend groß sind. Ein Stoß von 15 msec Dauer besitzt z.B. Frequenzen wesentlicher Amplitude nur bis 100 Hz, weder Antiresonanz (bei etwa 350 Hz) noch Resonanz (bei etwa 1000 Hz) werden erreicht. Der Schädel wird daher bei einem Stoß solcher Dauer nur als Ganzes beschleunigt.

Diese kritischen Schädefrequenzen schwanken natürlich von Individuum zu Individuum und auch vom Orte der Einwirkung, z.B. Antiresonanz: occipital 180 Hz, frontal 360 Hz; Resonanz: occipital 1100 Hz, frontal 950 Hz.

Man erkennt auch weiter folgendes: zur Erzeugung eines Biegungsbruches muß die Stoßzeit kürzer sein als zur Erzeugung eines Berstungsbruches, da nur ein kurzer Stoß entsprechend hohe Frequenzen ( $\sim 1000$  Hz) enthält, um Biegeschwingungen anzuregen. Daher gilt die Regel: lange Stoßzeiten ergeben Berstungsbruch, kurze Stoßzeiten Biegungsbruch. Wie läßt sich diese Regel mit der gerichtsmedizinischen Erfahrung in Einklang bringen, daß ein Berstungsbruch durch großflächige Gewalteinwirkung, ein Biegungsbruch dagegen durch kleinflächige entsteht? Dazu muß vorher noch auf die Beziehung zwischen Stoßzeit und Masse der auf den Kopf auftreffenden Körper eingegangen werden. Diese Stoßzeit ist um so kleiner, je kleiner die stoßende Masse ist, eine Beziehung, die unmittelbar einleuchtet. So ist die Stoßzeit beim Fall des Kopfes auf den Boden wesentlich länger als beim Stoß eines Gewichtes von z.B. 1 kp und weniger gegen den Kopf (die Stoßzeit ist im übrigen fast unabhängig von der Auftreffgeschwindigkeit). Die einwirkende Fläche eines Körpers kleiner Masse ist nun im allgemeinen kleiner (von stabförmigen Gebilden großer Masse und kleinem Querschnitt abgesehen) als die Fläche eines Körpers großer Masse. Daraus resultieren die Beziehungen: kleine Masse = kleinflächige Gewalteinwirkung = kurze Stoßzeit = Biegungsbruch; große Masse = großflächige Gewalteinwirkung = lange Stoßzeit = Berstungsbruch. Man sollte sich aber im klaren sein, daß die *primäre* Ursache für die *Art* des Bruches nicht die Größe der einwirkenden Fläche, sondern die Dauer des Stoßes ist, obwohl natürlich beide Größen normalerweise korrespondieren.

Was heißt überhaupt „Größe der einwirkenden Fläche“? Gemeint ist doch wohl die Größe der Fläche des Schädels — bzw. der Kopfschwarte —, die mit dem Gegenstand während des Stoßes in Kontakt ist. Diese Fläche ist am größten während der größten Kraftentfaltung zwischen Gegenstand und Kopf, liegt zeitlich also bei  $\tau/2$ . Wegen der Konvexität des Schädels übt daher selbst eine ebene, sog. breitflächige Gewalteinwirkung ihre Kraft auch nur auf einen ziemlich begrenzten Teil des knöchernen Schädels aus. „Großflächig“ und „kleinflächig“ sind daher sehr relative Begriffe, natürlich abgesehen von z.B. Geschossen und Schneiden von Äxten und Beilen, bei denen Lochbrüche entstehen.

## 2. Beziehungen zwischen Energie der Gewalteinwirkung, Schädelbeschleunigung und Stoßzeit

Es besteht zunächst die Aufgabe, eine Beziehung zwischen mechanischer Gewalteinwirkung und Maß der betrachteten biologischen Schädigung herzustellen, d.h. eine charakteristische (physikalische) Kennzahl zu bestimmen. Dazu muß vorher überlegt werden, welche Ursachen bestimmten Schädigungen zugrundeliegen. Ganz allgemein kann gesagt werden, daß nur eine Verschiebung von Gewebesteinen voneinander zu einer Verletzung führt. Der Knochen z.B. bricht, wenn eine bestimmte Zugspannung durch äußere Einflüsse in ihm erzeugt wird, er also einer Dislokation an der Gewalteinwirkungsstelle unterworfen wird. Die Brückenvenen reißen, wenn eine bestimmte Verdrehung (Dislokation) zwischen Gehirn und Schädelhülle besteht usw.

Es fragt sich, welche physikalische Größe geeignet ist, das Maß der (zur Schädigung führenden) Dislokation zu beschreiben. Die *Energie* des Stoßkörpers, ausgedrückt in der Einheit „Meter-Kilopond“ = m kp ist sicher keine geeignete Größe für dieses Maß.

Das ergibt sich aus einem einfachen Beispiel: Ein Pkw vom Gewicht 1000 kp wird von einer Geschwindigkeit von 70 km/h, 20 m/sec auf 0 durch Bremsen kräftig abgebremst. Seine (kinetische) Energie beträgt:  $E = \frac{m}{2} v^2 = \frac{G}{2g} v^2 = \frac{1000}{2 \cdot 10} \cdot 20^2 = 20000$  m kp. Der Wagen kommt nach rund 30 m zum Stehen, wenn die Bremsen voll eingesetzt werden. Die (kinetische) Energie des Pkw findet sich als Wärme in den Bremstrommeln wieder. Der gleiche Wagen mit gleicher Energie, gegen eine Mauer gefahren, wird völlig zerstört (Abbremsstrecke rund 50 cm).

Bei Gewalteinwirkungen kommt es daher nicht auf die pro Wegstrecke umgesetzte Energie an. Sie ergibt sich mathematisch zu  $\frac{dE}{ds}$  ( $s$  = Wegstrecke). Dieser Differentialquotient  $\frac{dE}{ds}$  bedeutet die Kraft, die auf einen Körper einwirkt.

Die Ableitung dieser Beziehung ist relativ einfach. Es gilt:

$$E = \frac{m}{2} v^2 \text{ und}$$

$$\begin{aligned} \frac{dE}{ds} &= \frac{dE}{dv} \cdot \frac{dv}{ds} \\ &= mv \cdot \frac{dv}{ds} \\ &= mv \cdot \frac{dv}{dt} \cdot \frac{dt}{ds}. \end{aligned}$$

Da aber  $\frac{dv}{dt} = b$  (= Beschleunigung) und  $\frac{ds}{dt} = v$  bzw.  $\frac{dt}{ds} = \frac{1}{v}$  ist, folgt

$$\frac{dE}{ds} = m \cdot b = K.$$

Die auf den Schädel beim Stoß einwirkende Kraft  $K$  kann nun leicht mit Beschleunigungsgebern gemessen werden, da gilt:  $K = m \cdot b$ , d.h. die einwirkende Kraft ist der gemessenen Schädelbeschleunigung proportional. Die Kraft  $K_{\max}$  (bzw.  $g_{\max}$ ) allein reicht zur Beschreibung der Gewalteinwirkung noch nicht aus. Um eine (zur Verletzung führende) Dislokation zu erzielen, muß die Kraft eine bestimmte Zeit einwirken.

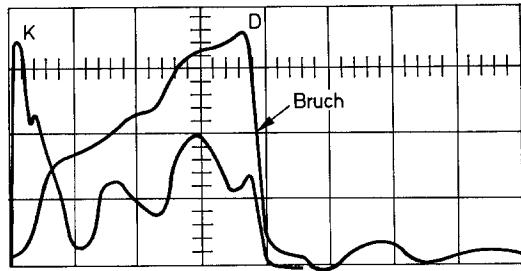


Abb. 4. Beziehung zwischen Kraft- und Dehnungsverlauf an einem Röhrenknochen.  $x$ -Achse: 0,5 msec pro Quadratseite ( $QS$ ),  $y$ -Achse: Kraft ( $K$ ) und Dehnung ( $D$ ), 0,2% Dehnung pro  $QS$ . Der Knochen ist bei  $\sim 0,7\%$  Dehnung (Verlängerung) gebrochen

Das erkennt man deutlich an dem Kurvenverlauf in Abb. 4. Hier ist die Kraft aufgezeichnet, die ein Stoßkörper auf die Mitte eines beidseitig eingespannten Röhrenknochens ausübt. An der Gegenseite des Stoßpunktes war ein Dehnungs-Meßstreifen (DMS) angebracht, der die durch den Stoß verursachte Dehnung bis zum Bruch maß. Der Knochen brach nicht im Maximum der Kraftentfaltung, sondern wesentlich später bei einer viel geringeren Kraft, weil die bis zum Bruch führende Dislokation eine gewisse Zeit erfordert.

Daraus ergibt sich, daß das Produkt  $I = K_{\max} \cdot \tau$  (oder  $g_{\max} \cdot \tau$ ) die entscheidende Größe für die Quantität einer Gewalteinwirkung darstellt. Das Produkt  $g_{\max} \cdot \tau$  hat die Dimension einer Geschwindigkeit und wird in der Literatur mit  $\Delta v$  bezeichnet.

Genauer und physikalisch exakt müßte es heißen:

$$I = \int_0^\tau K dt$$

bzw. wegen  $K = m \cdot b$

$$= m \int_0^\tau b dt.$$

Dieses Integral bedeutet den durch den Stoßkörper auf den Kopf abgegebenen Impuls. Es kann leicht mittels Integration aus dem zeitlichen Kraft-(Beschleunigungs-)Verlauf gewonnen werden. Für einen parabelförmigen Kraftverlauf gilt (Abb. 1):

$$\begin{aligned} I &= m \int b dt \\ &= \frac{2}{3} m \cdot b_{\max} \cdot \tau. \end{aligned}$$

Man sieht, daß das Produkt  $b_{\max} \cdot \tau$  bis auf den (praktisch konstanten) Faktor  $2/3$   $m$  (hier gleich Kopfmasse) mit dem Stoßimpuls identisch ist.

Experimentell kann nun bestimmt werden, welche (Maximal)-Beschleunigung der Kopf erfährt, wenn eine bestimmte Energie einwirkt.

Dabei wird vorausgesetzt, daß die Gewalteinwirkung relativ breitflächig einwirkt. In unseren Versuchen [12] wurden Stoßgewichte von 1,5—7,5 kp verwendet, es handelt sich also um relativ langsame Gewalteinwirkungen.

Einige typische Versuchsergebnisse bezüglich des Zusammenhangs zwischen einwirkender Energie und resultierender Kopfbeschleunigung zeigt Abb. 5 (Stoßkörper-Gewicht: 7,5 kp) [12]. Auffällig ist die große Schwankungsbreite der  $g$ -

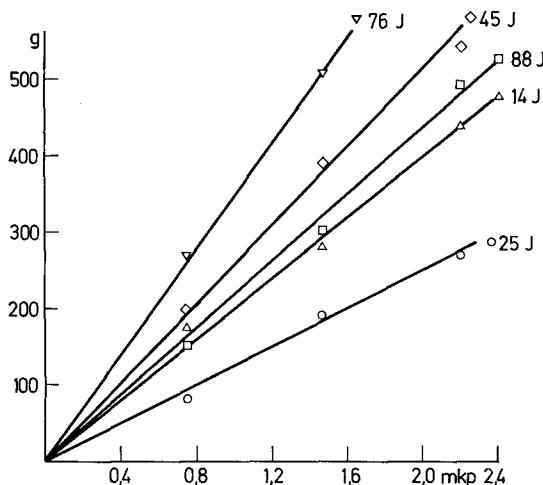


Abb. 5. Abhängigkeit zwischen Stoßenergie in m kp und der Schädelbeschleunigung in g beim 7,5 kg Gewicht ohne Vorsatz, nach [12]

Werte (über  $\pm 50\%$  vom Mittelwert) bei gleicher Energie der Gewalteinwirkung. Bestimmende Faktoren sind: Dicke des Haarkleides und der Kopfschwarze, Gewicht des Kopfes und Stärke der Leichenstarre. Vergrößerung dieser Faktoren äußert sich in einem Sinken der Maximal-Beschleunigung bei gleicher Energie. Die Leichenstarre (der Halsmuskulatur) hat ein Analogon beim Lebenden. Auch hier bestimmt der „Kopplungsgrad“ zwischen Kopf und Rumpf (=Tonus der Halsmuskulatur), welche Beschleunigung der Kopf erfährt.

Es gilt — wie bekannt —:  $K = m \cdot b$  bzw.  $b = \frac{K}{m}$ . Bei konstanter einwirkender Kraft ist die Beschleunigung daher um so kleiner, je größer die gestoßene Masse ist.

Ein lehrreiches Beispiel bietet der Boxer. Ist er noch „fit“, besteht ein gewisser Kopplungsgrad zwischen Kopf und Rumpf. Ein Schlag des Gegners auf den Kopf muß nicht nur ihn, sondern auch — wegen der starken, reflektorischen Kopplung — einen Teil des Rumpfes beschleunigen; die Kopf-Beschleunigung bleibt relativ gering. Führt dieser Schlag zu einem sog. Prä-k.o., wird der Tonus der Halsmuskulatur geringer. Ein erneuter Schlag gleicher Energie erzielt daher eine größere Kopfbeschleunigung. Es kommt zu einem circulus vitiosus, der schließlich zum endgültigen k.o. führt.

### 3. Toleranzen des knöchernen Schädels und Gehirns gegenüber Gewalteinwirkungen

Unter Toleranz wird diejenige physikalische Größe verstanden, die an dem betrachteten Organ gerade noch keine Schädigung verursacht (Schwellen-Größe). Diese Größe kann sein: Energie pro Fläche (bei Knochenbruch) oder g-Zahl. Diese Schwellen-Größen sollen hier zusammenfassend dargestellt werden. Sie sind verschieden für den knöchernen Schädel und das Gehirn. Bestimmte Veränderungen am Gehirn werden durch Gewalteinwirkungen verschiedener Art und Größe verursacht. Die Schwellen-Größen für knöchernen Schädel und Gehirn sind verschieden. Gewisse Arten der Gewalteinwirkungen sind teils für den knöchernen

Schädel, teils für das Gehirn schädlicher. So kann es zu Rindenprellungs-Herden (Sog-Herden) kommen, ohne daß der knöcherne Schädel verletzt ist, oder aber — bei dünnen Schädeln — zu Brüchen ohne wesentliche Gehirnschäden. Eine Korrelation zwischen Knochen- und Gehirnschäden ist daher — leider — nicht vorhanden.

Die Toleranzen für Schädel und Gehirn werden getrennt besprochen, beim Gehirn muß wiederum zwischen Translations- und Rotationstraumen unterschieden werden.

#### 4. a) Toleranzen bzw. Bruchenergien des knöchernen Schädelns

Hierüber sind zahlreiche Versuche unter verschiedenen Bedingungen durchgeführt worden. Wie oben schon erwähnt, hängt die zum Bruch führende Energie wesentlich von den Oberflächen-Eigenschaften des Materials ab, auf das der Kopf stößt (bzw. von dem der Kopf gestoßen wird).

Für sehr kleinflächige Gewalteinwirkung sind die zum Bruch führenden Energie-Werte gut erforscht. Es handelt sich bei diesen Gewalteinwirkungen um Geschosse, die auf den Knochen auftreffen und ihn — bei genügender Energie — durchdringen [9].

Zwei Energiebereiche müssen unterschieden werden:

1. die Energie, die gerade noch *nicht* ausreicht, um den Knochen zu beschädigen (Einschränkung s. u.),
2. die Energie, die ausreicht, um einen Knochen gewisser Dicke (hier berechnet für 0,5 cm) zu durchschlagen, d.h. einen (Loch-)Bruch hervorzurufen.

Aus den Untersuchungen von Grundfest [3] ist bekannt, daß Geschosse unterhalb einer Auftreffgeschwindigkeit von 60 m/sec ( $= v_z$ ) nicht in den Knochen eindringen können, sondern abprallen. Diese Tatsache gilt unabhängig von deren Energie. Berechnet man nun die *Energie* ( $E_z$ ), bei der ein Geschoß gerade noch nicht in den Knochen eindringt ( $E_z = \frac{m}{2} v_z^2$ ,  $m$  = Geschoßmasse), erhält man die Werte in Spalte 4 der Tabelle. Diese Energiewerte steigen mit größer werdendem Geschoßquerschnitt. Es ist daher sinnvoll, diese gemessenen  $E_z$ -Werte durch den Geschoßquerschnitt  $F$  zu dividieren.

Tabelle I

1 Geschoß	2 Gewicht (p)	3 $F$ ( $\text{cm}^2$ )	4 $E_z$ (mkp)	5 $E_z/F$ (mkp/ $\text{cm}^2$ )	6 $E_d = 0,5 \text{ cm}$ (mkp)	7 $E_d/F$ (mkp/ $\text{cm}^2$ )
6,35	3,3	0,32	0,60	1,9	1,6	5,0
7,65	4,8	0,46	0,87	1,9	2,4	5,2
9 Para	8,0	0,64	1,4	2,2	3,4	5,3

Man erhält so einen Wert von rund 2 mkp/ $\text{cm}^2$  für alle Geschosse des betrachteten Querschnitts (0,32—0,64  $\text{cm}^2$ ). Dieser Wert bedeutet, daß Geschosse unterhalb von etwa 2 mkp/ $\text{cm}^2$  noch keine Knochenverletzungen hervorrufen können, sondern abprallen. Geringfügige Impressionen der Tabula externa werden möglich

sein. Erst bei etwa  $5 \text{ mfp/cm}^2$  wird ein Schädelknochen von 0,5 cm Dicke gerade durchschlagen (Spalte 6 und 7 der Tabelle). (Weitere Angaben über dieses Gebiet siehe [9].

Bei größeren Stoßkörperoberflächen ( $3,1 \text{ cm}^2$ ) wurden spezifische (d. h. auf die Fläche bezogenen) Bruchenergien zwischen 0,40 und  $0,75 \text{ mfp/cm}^2$  gemessen (v. Essen, noch unveröffentlicht).

Der Stoßkörper von 7,5 kp Gewicht trug an der Stoßseite eine ebene Fläche von  $3,1 \text{ cm}^2$ , die auf den Leichenschädel stieß (mit Kopfschwarte). Interessant war die Beobachtung, daß die Zeitspanne zwischen Stoßbeginn (= erster Kontakt des Stoßkörpers mit dem Kopf) und Auftreten des Bruches mit steigendem Lebensalter kleiner wurde; ein Zeichen dafür, daß die Deformationsfähigkeit des Knochens bei älteren Menschen geringer ist.

Es kann nicht erwartet werden, daß die gemessenen spezifischen Bruchenergien bei schneller (Geschosse) und langsamer Gewalteinwirkung übereinstimmen und zwar aus folgendem Grund: bei schneller Gewalteinwirkung ( $> 100 \text{ m/sec}$ ) spielt die träge Masse der beteiligten Körper eine erhebliche Rolle, deren Beschleunigung „frißt“ die Energie. Weiterhin kommt es beim Auftreffen von Geschossen kaum zu einer Knochenbiegung, sondern es handelt sich mehr oder weniger um einen Stanzvorgang. Daher muß in diesem Fall die spezifische Bruchenergie höher sein als bei quasistatischer Belastung durch einen Fallkörper ( $v \sim 2-3 \text{ m/sec}$ ).

Wie weit die oben angegebene spezifische Bruchenergie von  $0,40-0,75 \text{ mfp/cm}^2$  (gemessen für rund  $3 \text{ cm}^2$  einwirkende Oberfläche!) für größere Flächen gilt, ist noch nicht erforscht. Auf dieses Problem wird noch eingegangen. In den eben genannten Fällen handelte es sich um Einwirkung kleiner Flächen, die — wie bekannt — im allgemeinen Biegungs- bzw. Lochbrüche ergeben. Es sollen nun die großflächigen Gewalteinwirkungen besprochen werden.

Gurdjian [4] untersuchte den Stoß des (Leichen)-Schädelns gegen eine Stahlplatte, also gegen eine praktisch unnachgiebige Oberfläche. Sie erhielten folgende Bruchenergien, abhängig von der Einwirkungsrichtung:

Stirn-Mitte:  $4 \dots 8 \text{ mfp}$ ; vordere Scheitel-Region:  $5,9 \dots 9 \text{ mfp}$ ; Hinterhaupts-Region:  $4 \dots 5,5 \text{ mfp}$  und hintere Scheitel-Region:  $4,8 \dots 9 \text{ mfp}$ .

Die Stoßzeiten lagen bei ungefähr  $1-2 \text{ msec}$ , sie sind (wegen der harten Oberfläche) erwartungsgemäß sehr kurz. Stoßbeschleunigungen wurden nicht gemessen.

Evans, Lissner u. Lebow [2] maßen die Bruchenergien beim Fall des Kopfes auf Blech (Instrumentenbrett eines Pkw, Ford Modell 1954). Die Bruchenergien lagen zwischen 35 und  $81 \text{ mfp}$  (berechnet aus Fallhöhe und Gewicht des Kopfes), die dabei aufgetretene (Maximal-)Beschleunigungswerte zwischen 337 und  $724 \text{ g}$  (Abb. 6).

Die gemessenen, aus dem Kurvenverlauf erschlossenen *Maximal*werte der Beschleunigung sind allerdings nicht real, hier sind die Autoren einem meßtechnisch bedingten Irrtum zum Opfer gefallen. Der Beschleunigungsmesser war nämlich an der Gegenseite des Stoßpols angebracht. Beim Aufprall wird nun das den Geber tragende Knochenstück zu Schwingungen angeregt, die ebenfalls zur Beschleunigung des Gebers beitragen. Diese Beschleunigungen haben aber nichts mit der Kopfbeschleunigung zu tun, verfälschen aber das Meßergebnis. Glücklicherweise zeigen sich die durch Knochenschwingungen verursachten Beschleunigungen durch Oszillationen in der gemessenen Beschleunigungskurve. Man kann daher die „wahre“ Beschleunigungskurve des Kopfes dadurch gewinnen, indem man die Strecke benachbarter Maxima und Minima (in  $y$ -Richtung) halbiert. Die so erhaltenen Punkte bilden die wahre Beschleunigungskurve. Man erhält z. B. aus Abb. 6 (Test 20) anstelle des unkorrigierten Wertes von  $g_{\max} = 400 \text{ g}$  einen solchen von knapp  $300 \text{ g}$  (s. Kurve K).

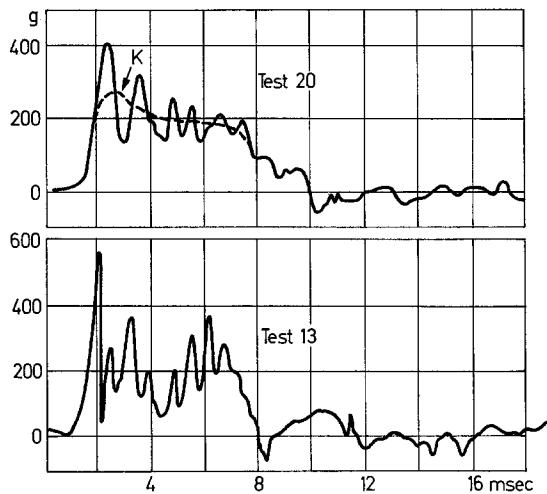


Abb. 6. Stoßverläufe beim Aufprall des Kopfes auf Blech (Instrumentenbrett) [2]. Die Oszillationen im Kurvenverlauf entsprechen lokalen Knochenschwingungen am Befestigungsort des Beschleunigungsgebers. Die obere Kurve (Test 20) wurde korrigiert (Kurve K). Beide Schädel blieben bei den Versuchen intakt

Aus der Gegenüberstellung der Werte von Gurdjian einerseits und den von Evans u.a. andererseits ersieht man wieder, daß die Beschaffenheit der stoßenden Oberfläche einen erheblichen Einfluß auf die zum Bruch führende Energiewerte besitzt.

Eine relativ selten auftretende Belastungsart ist die stoßartige Erhöhung des Schädelinnendruckes durch Geschosse, bei der ein Berstungsbruch auftritt, die Toleranzgrenze also überschritten wird.

Die Erfahrung zeigt, daß KK-Geschosse ( $E_0 \sim 15$  m kp für die Patrone 5,6 lfB) keinen Berstungsbruch erzeugen, die Geschosse der Patrone 7,65 mm selten, dagegen praktisch immer die der Patrone 9 mm Parabellum ( $E_0 \sim 50$  m kp). Beim letztgenannten Geschoß muß allerdings berücksichtigt werden, daß immer ein Ausschuß vorhanden ist, die Auftreffenergie des Geschoßes also nicht ganz auf den Schädel übertragen wird.

Aus diesen Überlegungen folgt, daß der Schädel bei dieser Belastungsart eine Energie von 15—20 m kp aufnehmen kann, ohne zu brechen (Berstungsbruch).

#### 4. b) Toleranzen für das Gehirn bezüglich Translationsbeschleunigung

Toleranzkurven und Toleranzwerte für das Gehirn sind im Gegensatz zum knöchernen Schädel in der Literatur nur spärlich vorhanden.

Der Grund dafür ist einfach zu verstehen. Die Toleranzgrenze des knöchernen Schädels bei einer bestimmten Gewalteinwirkung ist leicht zu bestimmen: immer dann, wenn Brüche auftreten, ist diese Grenze überschritten. Diese Messungen können auch am toten Objekt (mit gewissen Einschränkungen) durchgeführt werden. Eine Funktionsstörung des Gehirns (Bewußtlosigkeit als unterste Stufe der Gehirnschädigung) kann dagegen nur am lebenden Objekt festgestellt werden.

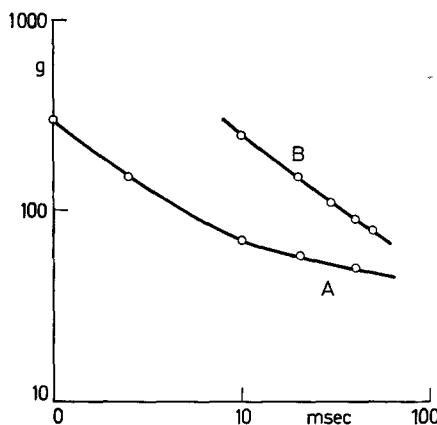


Abb. 7. Toleranzkurven für Translationsbeschleunigung des Kopfes (A) [2] und für Ganzkörperbeschleunigung (B) [11] als Vergleich

Die in der Literatur angegebenen Toleranzkurven und -werte sind daher nicht direkt gemessen, sondern aus anderen Daten erschlossen. Diese Angaben sind deshalb nicht als genau anzusehen, sondern geben nur ganz rohe Nährungswerte an. In Abb. 7 ist eine Toleranzkurve aus [5] angegeben. Sie bildet etwa eine unter  $45^\circ$  abfallende Gerade, wenn  $g$  und  $\tau$  im logarithmischen Maßstab aufgetragen werden. Es gilt also etwa das Gesetz:  $g_{\max} \cdot \tau = \text{constant}$ . Es wurde oben erwähnt, daß die Konstante die Dimension einer Geschwindigkeit besitzt und als  $\Delta v$  bezeichnet wird. Eine Toleranzkurve dieser Form kann also mit einem einzigen Wert  $\Delta v$  charakterisiert werden.  $\Delta v$  für die in Abb. 7 gezeigte Kurve ist etwa 8 m/sec.  $\Delta v$ -Werte werden z. B. auch in [1] angegeben. Sie sind in Tabelle 2 aufgeführt.

Tabelle 2. Stoß eines 4,5 kp-Objektes auf den Kopf ( $\Delta v$  für Konkussion)

Ohne Wirkung	$\Delta v = 3 \text{ m/sec}$
Schwelle	$\Delta v = 4,5 \text{ m/sec}$

Für das Auftreten von Rindenprellungsherden wird ein Wert von  $\Delta v \sim 12 \text{ m/sec}$  angegeben [10]. Dieser Wert ist aus Tier- und Modellversuchen gewonnen.

Bemerkenswert ist noch die Tatsache, daß die Toleranz des Gesamtkörpers etwas größer als die des Kopfes ist (s. Kurve B in Abb. 7).

Die Stoßzeiten  $\tau$  des Kopfes, wenn er auf feste Körper größerer Masse auftrifft, liegen unter 3 msec. Dieser Bereich ist als „Konstante“ des Kopfes zu betrachten. Körper kleinerer Masse und/oder weicherer Oberfläche bedingen größere  $\tau$ , relativ sehr große z. B. ein helmgeschützter Kopf.

#### 4. c) Toleranzen für das Gehirn bezüglich Rotationsbeschleunigung

Im wesentlichen sind 2 Wege begangen worden, um solche Toleranzkurven zu erstellen.

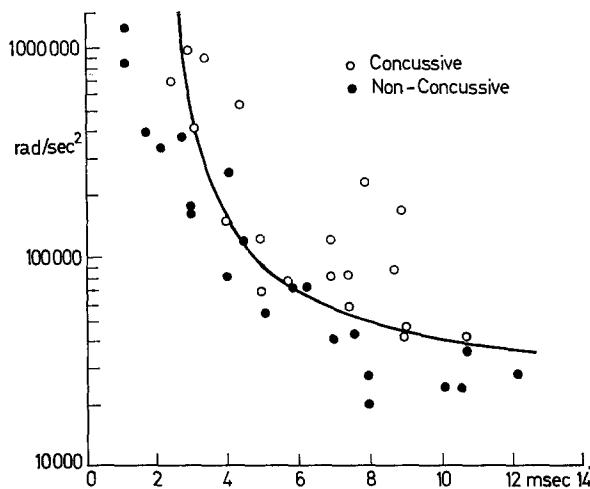


Abb. 8. Rotationsbeschleunigungs-Versuche an Rhesusaffen und deren Ergebnisse (Hirnerschütterung oder nicht). Die hyperbolische Toleranzkurve lässt sich gut durch die Meßpunkte legen [7]

Der eine Weg geht von Tierexperimenten aus und versucht, diese Ergebnisse auf den Menschen zu übertragen. Ommaya u.a. [7] machten z.B. Versuche an Rhesus-Affen mit einer Apparatur, die es erlaubte, definierte Winkelbeschleunigungen ( $\ddot{\omega}$ ) über variable Zeiten zu applizieren. Die Ergebnisse zeigen Abb. 8 in Form einer Toleranzkurve. Sie hat hyperbolischen Charakter und gehorcht dem Gesetz:

$$\dot{\omega}_{\max} \cdot \tau = \text{const.}$$

analog  $g_{\max} \cdot \tau = \text{const.}$

Alle Werte von  $\dot{\omega}_{\max} \cdot \tau$ , die oberhalb dieser Kurve liegen, erzeugen mit einer Sicherheit von über 99% eine Konkussion. Um diese Ergebnisse auf den Menschen zu übertragen, müssen gewisse plausible Annahmen über den Mechanismus der Schädigung gemacht werden.

Diese Übertragung erfolgt mit Hilfe der sog. Ähnlichkeitstheorie. Sie erlaubt, die Eigenschaften (in ganz allgemeinen Sinne) eines Körpers vorherzusagen, wenn die Dimensionen dieses Körpers sich ändern. Einfachstes Beispiel: ein Quadrat wird in seinen Dimensionen um den Faktor  $\lambda$  vergrößert. Dabei ändert sich sein Flächeninhalt um den Faktor  $\lambda^2$ . Oder: die Durchbiegung  $f$  eines Stabes der Länge  $l$  von rundem Querschnitt (mit dem Radius  $r$ ) durch eine in der Mitte aufgebrachte Kraft  $P$  gehorcht dem Gesetz:

$$f \sim P \cdot \frac{l^3}{r^4}.$$

Wird die Länge um den Faktor  $\lambda$  vergrößert, wächst  $f$  um den Faktor  $\lambda^3$ . Werden alle Dimensionen um  $\lambda$  geändert (also  $l$  und  $r$ ), ändert sich  $f$  um  $\frac{1}{\lambda}$

$$\left( f \sim P \cdot \frac{\lambda^3 l^3}{\lambda^4 r^4} = P \frac{l^3}{r^4} \cdot \frac{1}{\lambda} \right).$$

Aufgrund dieser Theorie kann auch begründet werden, warum die Tiere eine bestimmte Größe nicht überschreiten können und kleinere Tiere „stoßfester“ als große sind.

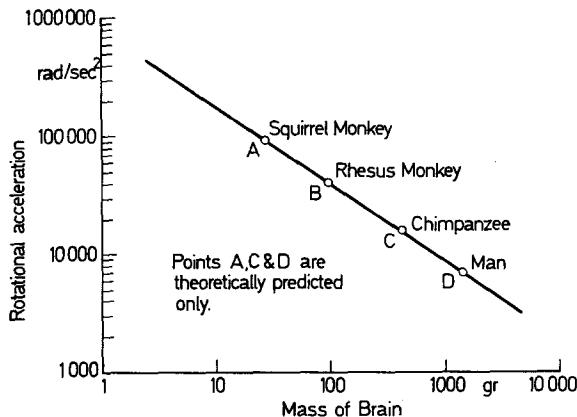


Abb. 9. Übertragung der aus Abb. 8 an Rhesusaffen gewonnenen Meßergebnisse auf den Menschen mittels der aus der Ähnlichkeitstheorie gewonnenen Gleichung:  $\dot{\omega}_{\max} = C/G^{2/3}$  [7]

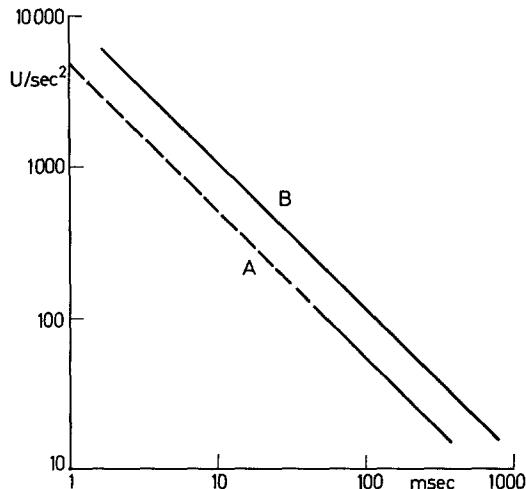


Abb. 10. Toleranzkurven für Rotationsbeschleunigung des Kopfes. Kurve A [8] durchgezogener Teil: Meßergebnisse an Sportlern; gestrichelter Teil: auf kürzere Zeiten nach dem Gesetz  $\dot{\omega} \cdot \tau = \text{konstant}$  extrapoliert. Kurve B: Aus den in Abb. 8 und 9 dargestellten Ergebnissen auf den Menschen umgerechnete Toleranzkurve. Oberhalb Kurve B: sichere Hirnerschütterung, unterhalb Kurve A: mit Sicherheit keine Hirnerschütterung

Aufgrund dieser Theorie kommen Ommaya u.a. [7] zu folgendem Gesetz:

$$\dot{\omega}_{\max} = \frac{C}{G^{2/3}}, \quad (C = \text{Konstante}),$$

d.h. die zum Eintritt einer Konkussion nötige Winkelbeschleunigung  $\dot{\omega}_{\max}$  ist umgekehrt proportional der 3. Wurzel aus dem Quadrat des Gehirngewichtes  $G$  (bei konstanter Stoßzeit!). Das zeigt Abb. 9. Damit ist aus Tierversuchen ein Meßpunkt für den Menschen gewonnen, aus dem wiederum die Toleranzkurve für das menschliche Gehirn gewonnen werden kann (*obere Kurve* in Abb. 10). Diese Toleranzkurve gibt an, bei welchen Beschleunigungen (unter Berücksichtigung

der Zeit) mit Sicherheit Gehirnschäden auftreten. Wichtiger wäre eine Toleranzkurve, die aufzeigt, bis zu welcher Winkelbeschleunigung *keine* Schäden auftreten. Dazu hat Parker [8] einen bedeutenden (um nicht zu sagen „genialen“) Beitrag geliefert. Er untersuchte die Kopfbewegungen, die bei „natürlicher“ menschlicher Betätigung auftreten können und postulierte (mit Recht), daß solche Bewegungen unschädlich seien.

Parker machte von Balettänzern, Boxern usw. während der Ausübung ihrer Tätigkeit kinematographische Aufnahmen und stellte durch Ausmessung der Bilder die maximale Winkelbeschleunigung und Rotationsdauer des Kopfes fest. Die so erhaltenen Werte trug er in ein  $\dot{\omega}$ -t-Diagramm ein und extrapolierte zu kurzen Stoßzeiten hin (unter Anwendung des Gesetzes  $\dot{\omega}_{\max} \cdot \tau = \text{const.}$ ). Die erhaltene Kurve (untere Kurve in Abb. 10) kann so interpretiert werden: Alle gemessenen Winkelbeschleunigungen bestimmter Zeitdauer, die unterhalb und auf dieser Kurve liegen, sind für den Menschen ungefährlich, da es sich um „natürliche“ Bewegungen handelt.

Als Einheiten für die Winkelbeschleunigungen werden sowohl rev/sec<sup>2</sup> = Umdrehungen/sec<sup>2</sup> als auch rad/sec<sup>2</sup> verwendet (gilt sinngemäß für Winkelgeschwindigkeiten: rev/sec und rad/sec). Unter rad (= Radian) wird ein Winkel von  $57,3^\circ = \frac{1}{2\pi} \cdot 360^\circ = \text{Einheitswinkel}$  verstanden. Es gilt die Umrechnung:  $1 \text{ U/sec}^2 = 2\pi \times \text{rad/sec}^2$ .

### Literatur

- Clemedson, C. J., Hellström, G., Lindgren, St.: The relative tolerance of the head, thorax and abdomen to blunt trauma. Ann. N.Y. Acad. Sci. **152**, 187—198 (1968).
- Evans, F. G., Lissner, H. R., Lebow, M.: The relation of energy, velocity and acceleration to skull deformation and fracture. Surg. Gynee. Obstet. **107**, 593—601 (1958).
- Grundfest, H.: Penetration of steel spheres into bone. National Research Council, Division of Medical Sciences Office of Research and Development. Missiles Casualty Report No 10, 20. July 1945.
- Gurdjian, E. S.: Studies on skull fracture with particular reference to engineering factors. Amer. J. Surg. **78**, 736—742 (1949).
- Roberts, V. L., Thomas, L. M.: Tolerance curves of acceleration and intracranial pressure and protective index in experimental head injury. J. Trauma **6**, 600—604 (1966).
- Hodgson, V. R., Gurdjian, E. S., Thomas, L. M.: The determination of response characteristic of the head with emphasis on mechanical impedance techniques. Proc. 11th Stapp Car Crash Conf. 125—138 (1967).
- Ommaya, A. K., Yarnell, P., Hirsch, A. E., Harris, E. H.: Scaling of experimental data on cerebral concussion in subhuman primates to concussion threshold for man. Proc. 11th Stapp Car Crash Conf. 73—80 (1967).
- Parker, A. J.: Angular accelerations of the head. The Hymatic Engineering Company Limited Redditch, Worcestershire. P.T.M. 163, July 1965.
- Sellier, K., Knüpling, H.: Über die Eindringtiefe von Geschossen in Knochen. Arch. Kriminol. **144**, 155—160 (1969).
- Unterharnscheidt, F.: Mechanik und Pathomorphologie der Hirnschäden nach stumpfer Gewalteinwirkung auf den Schädel. Hefte Unfallheilk., Heft 76 (1963).
- Thompson, A. B.: A proposed new concept for estimating the limit of human tolerance to impact acceleration. Aerospace Med. **33**, 1349—1355 (1962).
- Essen, R. von: Zum Schädeltrauma — Bestimmung der Bruchtoleranzen. Diss. Bonn, noch unveröffentlicht.

Professor Dr. K. Sellier  
Institut für gerichtliche Medizin  
D-5300 Bonn  
Stiftsplatz 12