

Aus dem Institut für gerichtliche Medizin in Bonn  
(Direktor: Prof. Dr. med. H. ELBEL)

## Zur Mechanik des Knochenbruchs

KARL SELLNER

Mit 4 Textabbildungen

(Eingegangen am 22. Dezember 1964)

### 1. Einleitung

Bei Rekonstruktion von Verkehrsunfällen kommt es oft darauf an, aus der Form der Knochenbrüche des Unterschenkels auf die Anfahr- richtung schließen zu müssen, wenn nämlich Muskeleinblutungen am Unterschenkel fehlen oder im ganzen Umfang zu finden sind. „Die Gewalteinwirkungsrichtung wird bestimmt durch die Lage des aus- gesprengten Knochendreiecks. Die Gewalt greift immer an der Basis des Dreiecks an.“ Diese Regel wurde in Zweifel gezogen, da einige Untersucher auch Knochendreiecke fanden, die „falsch herum“ lagen. Wegen der Wichtigkeit dieser Fragestellung wurden eigene Versuche durchgeführt.

### 2. Methodik

Die Knochen (menschliche Tibia) wurden fest an beiden Enden ein- gespannt, jedoch so, daß sich die Knochenbruchenden nach dem Bruch frei drehen und der Gewalteinwirkung ausweichen konnten. Die Gewalt- einwirkung stellte ein Pendel dar, das wahlweise mit 4 oder 7 kp und aus verschiedenen Höhen fallengelassen wurde. Es konnte so bei gleicher Energie die Auftreffgeschwindigkeit und bei gleicher Auftreffgeschwin- digkeit die Energie variiert werden. Das Gewicht war ein Stahlzylinder, der auf der Auftrefffläche mit einem Kunststoffprofil (Trogamid B, sehr fest und zäh) versehen war. Die Profile konnten ausgewechselt werden. Zwei Profile wurden verwendet: eine Kugelkappe mit großem Radius und ein kantenförmiges Profil von etwa 140° Kantenwinkel, die Kante stand beim Stoß quer zur Knochenachse (s. Zeitdehner-Aufnahmen, Abb. 4). Durch die verschiedenen Profile wurde die Druckbelastung des Knochens auf der Auftreffstelle variiert. Während des Stoßes wurde der zeitliche Dehnungsverlauf an der der Gewalteinwirkung gegenüber- liegenden Stelle (im folgenden kurz Gegenstoßstelle genannt) an der Knochenoberfläche mit Dehnungsmeßstreifen (DMS) gemessen und oscillographisch registriert. Bei einigen Versuchen wurde ein weiterer DMS etwa 5 cm distal der Gegenstoßstelle befestigt und so die Dehnung an dieser Stelle gemessen. Dieser Dehnungsverlauf wurde mit dem- jenigen an der Gegenstoßstelle simultan aufgezeichnet und verglichen.

Am Fallgewicht war ein Kraftgeber angebracht, der den zeitlichen Verlauf der Kraft während des Bruches aufzeichnete.

Die zeitliche Entstehung der Bruchlinien wurde photographiert mit Hilfe eines Zeitdehners. Die Bildfrequenz betrug 4000/sec, die Belichtungszeit pro Bild etwa 0,3  $\mu$ sec.

### 3. Ergebnisse

Aus allen Zeitdehner-Aufnahmen ergibt sich, daß der Bruchbeginn immer an der der Stoßseite gegenüberliegenden Knochenoberfläche

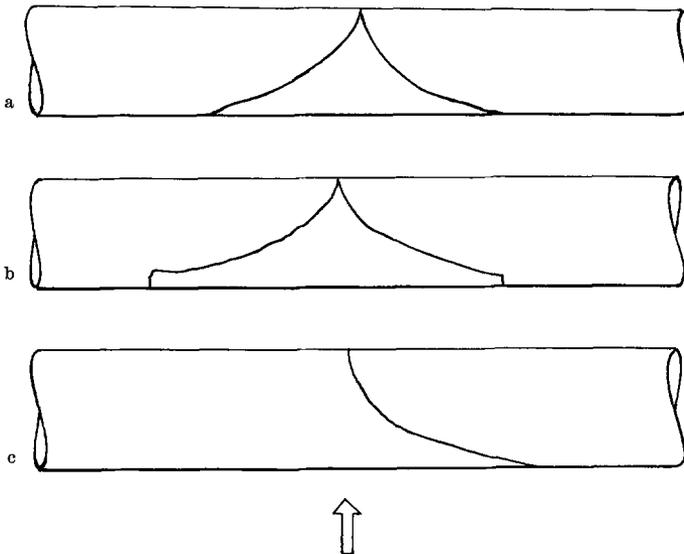


Abb. 1a—c. Verschiedene Formen eines klassischen Bruchs. a Vollständiges Dreieck, Spitze mit kleinem Winkel, Schenkel konvex zur Basis. Die Schenkel laufen mit spitzem Winkel zur Basis aus. b Vollständiges Dreieck. Die Schenkel laufen schon vor Erreichen der Basis parallel zur Basis, dann Querbruch bis zur Basis. c Unvollständiges Dreieck. An der Gegenseite der Gewalteinwirkung beginnt die Bruchlinie senkrecht (oder fast senkrecht) zur Oberfläche und läuft im spitzen Winkel zur Oberfläche an der Gewalteinwirkung aus

beginnt, oft in Höhe der Gewalteinwirkung, manchmal auch distalwärts davon. Daraus ergibt sich, daß der Bruchbeginn immer an der Stelle höchster Zugspannung liegt und der Bruch von dort weiterläuft. Das gilt selbst dann, wenn durch ein scharfes Profil an der Gewalteinwirkungsstelle lokal eine hohe Druckspannung erzeugt wird, die — absolut gesehen — wesentlich höher liegt als die Zugspannung an der Gegenseite. Die Form des Knochenbruchs ist charakteristisch. An der Gegenstoßstelle, d.h. an der Stelle höchster Zugspannung, bricht der Knochen senkrecht zur Oberfläche an, die Bruchlinie läuft weiter zur gegenüberliegenden Oberfläche und verkleinert dabei ihren Winkel zur Längsachse

des Knochens. Sie läuft unter einem Winkel aus, der nahe bei 0 Grad zur Knochenoberfläche liegt. Es entsteht so eine gebogene Bruchlinie, die konvex zur Gewalteinwirkung hin ist.

Symmetrisch zu dieser Bruchlinie entsteht oft gleichzeitig eine zweite, die etwa ebenso geformt ist. Beide Bruchlinien begrenzen ein Knochendreieck, das folgende Eigenschaften besitzt: Winkel an der Spitze sehr klein, die Begrenzungslinien zur Basis hin konvex. Dieses Bruchdreieck soll im folgenden „klassisches Bruchdreieck“ genannt werden (Abb. 1).

Bei vielen Versuchen ergab sich nun, daß der erste Anriß nicht genau in Höhe der Gewalteinwirkung lag, sondern distalwärts (die Gewalteinwirkung war immer in der Mitte der Tibia). Dieser Befund ist leicht theoretisch zu erklären. Die Biegespannung  $\delta$  an der Oberfläche einer Röhre läßt sich berechnen aus der Gleichung:

$$\delta = \frac{M}{W}.$$

Darin ist  $M$  das Biegemoment,  $W$  das Widerstandsmoment. Das Biegemoment nimmt linear zu den Unterstützungspunkten des Knochens hin ab, es wird dort Null. An der Gewalteinwirkungsstelle hat es ein Maximum. Bei einer Röhre mit homogenen Querschnitt ist das Widerstandsmoment konstant, d. h. die Biegespannung  $\delta$  ist proportional dem Biegemoment.  $\delta$  hat an der gleichen Stelle wie das Biegemoment sein Maximum, nämlich in Höhe der Gewalteinwirkungsstelle. Nun ist der Knochen keine Röhre mit homogenem Querschnitt, sondern seine Quermaße nehmen mehr oder minder stark zum distalen Ende hin ab. Rechnet man z. B. mit der Annahme, daß der Durchmesser  $D$  des Knochens zum distalen Ende hin linear abnimmt, so verringert sich das Widerstandsmoment proportional zu  $D^3$ , d. h. sinkt der Durchmesser z. B. um 10%, so fällt das Widerstandsmoment um etwa 30%. Betrachtet man unter diesen Voraussetzungen den Wert  $\delta = M/W$  in Abhängigkeit vom Ort, so sieht man, daß  $\delta$  sein Maximum nicht mehr in Höhe der Gewalteinwirkung hat, sondern distalwärts, weil  $W$  stärker abnimmt als  $M$  und dadurch der Wert des Quotienten distalwärts höher ist als an der Gewalteinwirkungsstelle. Dadurch wird erklärt, daß der Knochenbruch oft distalwärts der Gewalteinwirkung liegt.

### 3.1. Ablauf des Bruchgeschehens

In Abb. 2 ist der zeitliche Kraftverlauf auf den Knochen während der Gewalteinwirkung durch den Stoßkörper und die Dehnung der Knochenoberfläche an der Gegenstoßseite aufgezeichnet.

Der Bruchverlauf läßt sich in zwei Phasen einteilen. In der ersten Phase verleiht der auftreffende Schlagkörper dem getroffenen, in unseren

Fällen immer dem mittleren Knochenabschnitt eine Geschwindigkeit, die zunächst über der des Schlagkörpers liegt. (Aus den Gesetzen des elastischen Stoßes folgt, daß die Geschwindigkeit des gestoßenen Körpers, der vorher in Ruhe war, immer größer ist als die des Schlagkörpers, wenn die Masse des gestoßenen Körpers kleiner ist als die des Schlagkörpers; bei umgekehrten Massenverhältnissen sind die Geschwindigkeiten entsprechend auch umgekehrt). Der Knochenabschnitt biegt zunächst mit höherer, später auf Grund seiner elastischen Kräfte wieder abnehmender Geschwindigkeit aus, d.h. Schlagkörper und beschleunigter

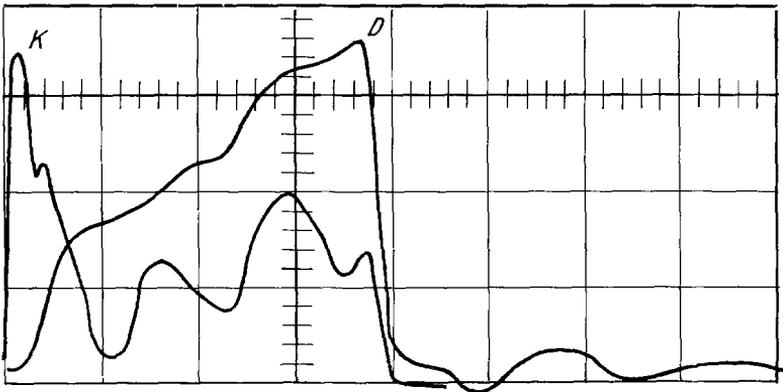


Abb. 2. Zeitlicher Verlauf der einwirkenden Kraft ( $K$ ) und Dehnung ( $D$ ) des Knochens (gemessen an der Gegenstoßstelle). Maßstäbe:  $x$ -Achse 0,5 msec pro Quadratseite (QS);  $y$ -Achse: Dehnung 0,2%, Längenänderung pro QS (= 2000  $\mu$ D)

Knochen trennen sich nach der ersten Berührung wieder. Damit ist die erste Phase des Stoßvorganges beendet. Die Phase ist, wie aus Abb. 2 ersichtlich, nach etwa 0,5 msec beendet. Zu diesem Zeitpunkt geht die Kraftkurve wieder durch Null. Das Kraftmaximum in dieser ersten Phase zeigt eine erhebliche Höhe. Es sei hier schon erwähnt, daß die Maximalkraft in der ersten Phase höher ist als die beim Bruch einwirkende Kraft. Die dieser Kraft entsprechende Energie wird zum überwiegenden Teil zur Beschleunigung des Knochens benutzt, nicht aber zur Biegung. Die Dehnung des Knochens in der ersten Phase ist weniger als die Hälfte der beim Bruch vorhandenen Dehnung.

In der zweiten Phase bleiben Knochen und Stoßkörper immer in Berührung (die Kraftkurve geht nicht mehr durch 0). Die kinetische Energie des Stoßkörpers wird in Biegeenergie des Knochens umgesetzt. Der Kraftverlauf ist jedoch nicht monoton, sondern wellenförmig. Dieser Verlauf hat seine Ursache in den Knochenschwingungen, die in der ersten Phase angeregt worden sind. Durch den unregelmäßigen Kraftverlauf in der zweiten Phase kommt es auch zu einem unregelmäßigen Dehnungsverlauf. Nimmt die augenblicklich einwirkende Kraft ab,

kommt es zu einem Flachwerden der Dehnungskurve, im Extremfall zu einer Plateaubildung.

Die Dehnung steigt so lange an, bis die Bruchdehnung erreicht ist. In diesem Moment fällt die Dehnung auf 0 ab, die Kraftwirkung des Stoßkörpers auf den Knochen erlischt: Dehnungs- und Kraftkurve gehen in sehr kurzer Zeit gegen 0.

Der Bruch des Knochens kann bei sehr geringer momentaner Kraft erfolgen, wie aus Abb. 2 hervorgeht. In ihr beträgt z.B. die beim Bruch einwirkende Kraft etwa 30% der in der ersten Phase wirksam werdenden Maximalkraft. Das liegt daran, daß die Biegung des Knochens nicht nur durch die momentan einwirkende Kraft erfolgt, sondern auch durch die ihm innewohnende, in der ersten Phase mitgeteilte, kinetische Energie.

### 3.2. Form der ausgesprengten Knochen-Dreiecke

Wie ist nun das Entstehen der „falschen“ Knochendreiecke zu erklären, d.h. solcher Dreiecksaussprengungen, deren Basis auf der anderen Seite der Gewalteinwirkung liegt? Daß es solche Dreiecke gibt, steht außer Zweifel. Sie können so entstehen, daß an zwei verschiedenen Stellen am Knochen, etwa in Höhe der Gewalteinwirkung und etwas distal davon, durch die Zugspannung zwei Einrisse entstehen, jeder Einriß kann zu einem klassischen Bruchdreieck führen. Die einander zugekehrten Bruchlinien der beiden Dreiecke können sich treffen, so daß ein weiteres („falsches“) Dreieck gebildet wird. Fehlen nun die beiden äußeren Schenkel der klassischen Dreiecke, bleibt ein „falsches“ Dreieck übrig. Man kann sich leicht überlegen, daß ein so entstandenes „falsches“ Dreieck vom klassischen Dreieck leicht zu unterscheiden ist: Die Schenkel sind konkav zur Basis, eine richtige Spitze des Dreiecks ist nicht vorhanden. Ein Beleg für diese theoretischen Erklärungen liefert Abb. 3. Hier sind ein klassisches und ein falsches Dreieck dicht beieinander zu sehen. Die Unterschiede sind deutlich zu erkennen. Die Gewalt wirkte von unten ein. Denkt man sich den linken Schenkel des klassischen Dreiecks weg, ist nur noch das „falsche“ vorhanden. Es ist jedoch am Fehlen der Spitze und der Konkavität seiner Schenkel leicht als solches zu erkennen, die Diagnose der Gewalteinwirkungsrichtung daher leicht zu stellen.

Ich will noch kurz eingehen auf Abhängigkeit der Form des Bruches vom auftretenden Profil und von der Auftreffgeschwindigkeit. Es hat sich ergeben, daß die Basis des Bruchdreiecks um so schmaler wird, je konzentrierter die Gewalt einwirkt, d.h. je spitzer das Profil wird. Im Extremfall kann die Basis zu Null werden, das Dreieck entartet zu einem Querbruch, die beiden Schenkel fallen zusammen (z.B. Axthieb). Das gleiche scheint für die Geschwindigkeit zu gelten: je höher die Auftreffgeschwindigkeit, um so kleiner die Basis des ausgesprengten Dreiecks.

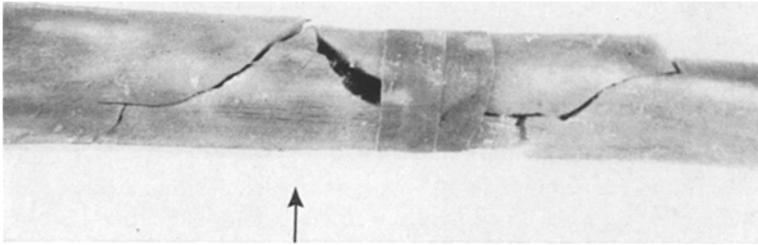


Abb. 3. Abbildung eines Knochenbruchs mit einem „klassischen“ und einem „falschen“ Dreieck. Die Gewalt wirkte von unten ein. Links das „klassische“ Dreieck. Der Bruch begann an der Spitze des „klassischen“ Dreiecks, wie die Zeitdehner-Aufnahmen zeigten

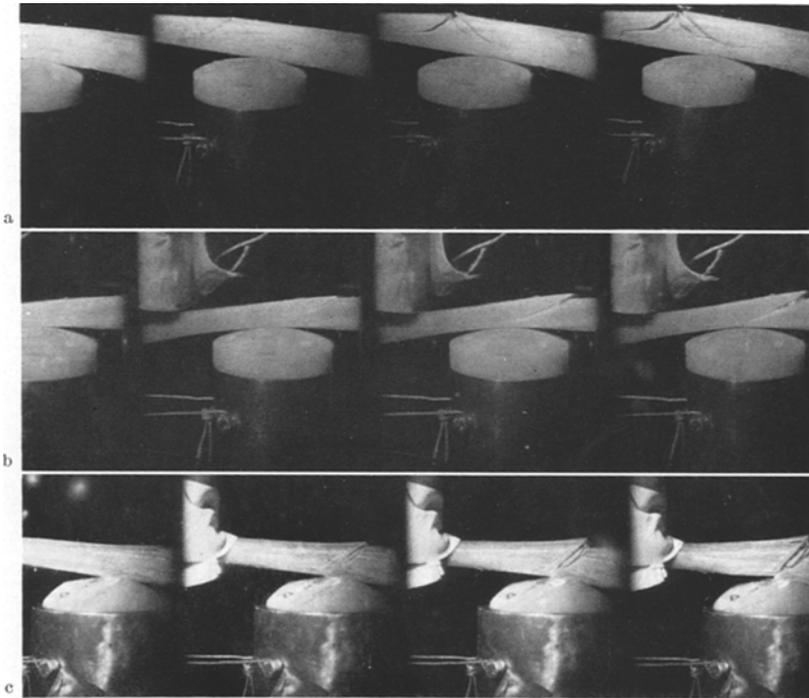


Abb. 4a—c. Zeitdehneraufnahmen. Zeitlicher Bildabstand: 0,25 msec, Belichtungszeit: 0,3  $\mu$ sec. Aus den Bildern folgt eine Ausbreitungsgeschwindigkeit der Bruchlinien von mindestens etwa 450 m/sec. a Rundes Profil. Das distale Knochenende ist oben. „Klassisches“ Dreieck. Die Spitze liegt etwas distalwärts von der Gewalteinwirkung. b Ausbildung nur eines Schenkels des Bruchdreiecks. Die Bruchlinie läuft an der Knochenoberfläche der Gewalteinwirkungsseite parallel zur Fläche aus. c Scharfes Profil. Ausbildung eines Querbruchs und eines Schenkels

Es könnte entgegeng gehalten werden, daß diese Versuche am unbedeckten Knochen gemacht worden sind und daher nicht den wahren Verhältnissen entsprechen. Man kann jedoch sagen, daß durch die Muskelbedeckung die einwirkende Gewalt über eine größere Fläche ver-

teilt wird und die Entstehung eines Bruchdreiecks mit großer Basis begünstigen, während Querbrüche, die auf hohe spezifische Belastung an der Gewalteinwirkungsstelle schließen, nicht vorkommen. Das zeigt die tägliche Praxis. Auch bei unseren Versuchen, die mit zellstoffbedeckten Knochen (4—3 cm Zellstoffschicht) durchgeführt wurden, fanden wir immer Dreiecke mit breiter Basis.

#### 4. Zusammenfassung

Es wird die Frage untersucht, ob beim Knochenbruch auch ein Dreieck ausgesprengt werden kann, dessen Basis der Gewalteinwirkung gegenüberliegt. Diese Frage wird bejaht. Die Form eines solchen „falschen“ Dreiecks ist jedoch deutlich verschieden von dem sog. „klassischen Dreieck“, das wie folgt definiert wird: scharfe Kante der Spitze, die beiden Schenkel sind konvex zur Basis, höchstens gerade. Das „falsche“ Dreieck weist konkave Schenkel auf und nur eine „abgerundete Spitze“. Es gilt dann: Die Basis eines „klassischen“ Dreiecks liegt immer an der Seite der Gewalteinwirkung. Das Dreieck wird um so schmaler, je konzentrierter die Gewalteinwirkung ist und je schneller die Gewalt einwirkt. Es werden Zeitdehneraufnahmen mit 4000 Bildern pro Sekunde vom Entstehen eines Knochenbruchs gezeigt. Der zeitliche Dehnungsverlauf am Knochen in Abhängigkeit der einwirkenden Kraft beim Stoß wird dargestellt.

#### Resumé

On examine la question de savoir si, dans une fracture d'os, un triangle dont la base est située en face de l'endroit sur lequel la force agit peut être fait sauter. On répond affirmativement à cette question. La forme, cependant, de ce «faux» triangle se distingue nettement du triangle dit «classique» qu'on définit comme il suit: la pointe du triangle a des arêtes tranchantes, les deux côtés sont convexes vers la base, tout au plus droits. Le «faux» triangle, par contre, a des côtés concaves et une «pointe arrondie». Il en résulte: la base d'un triangle «classique» se trouve toujours du côté de la force. Plus l'action de la force est concentré et plus la force agit vite, plus le triangle devient étroit. On montre des prises de vue au ralenti (4000 photos par seconde) de la naissance d'une fracture d'os. On représente la cours temporel de l'extension de l'os en relation à la force du coup.

#### Literatur

- CENEVAZZI, A.: Das Verhalten spongiöser Knochen im Druck- und Schlagversuch. Verh. Dtsch. Orthop. Ges., 20. Kongr. 1925, S. 114—129.  
 EVANS, F. GAYNOR: Studies of femoral deformation. Stanf.-med. Bull. 6, 374—381 (1948).  
 — The role of tensile stress in the mechanism of femoral fractures. J. Bone Jt Surg. A 33, 485—501 (1951).

- EVANS F. GAYNOR: Stress and strain in the long bones of the lower extremity. Amer. Acad. Orthop. Surg. **18**, 264—271 (1952).
- JOHN F. HAYES, and JOEL E. POWERS: Stresscoat deformation studies of the human femur under transverse loading. Ann. Rec. **116**, 171—188 (1953).
- , and MILTON LEBOW: Regional differences in some of the physical properties of the human femur. J. appl. Physiol. **3**, 563—572 (1951).
- — The strength of human compact bone as revealed by engineering technics. Amer. J. Surg. **83**, 326—331 (1952).
- , and H. R. LISSNER: Stresscoat deformation studies of the femur under static vertical loading. Anat. Rec. **100**, 159—190 (1948).
- — and HERBERT E. PEDERSEN: Deformation studies of the femur under Dynamic vertical loading. Anat. Rec. **101**, 225—241 (1948).
- HAASE, W.: Technisch-physikalische Untersuchungen an Knochenbrüchen. Bruns' Beitr. klin. Chir. **164**, 243—263 (1936).
- Schubebene und Zerrüttungszone beim Knochenbruch. Arch. orthop. Unfall-Chir. **37**, 592—599 (1937).
- , u. G. RICHTER: Knochenbrüche beurteilt nach den Grundsätzen und Erkenntnissen der technischen Mechanik. Arch. orthop. Unfall-Chir. **36**, 541—556 (1936).
- HALLERMANN, H.: Die Beziehungen der Werkstoffmechanik und Werkstoffforschung zur allgemeinen Knochenmechanik. Verh. Dtsch. Orthop. Ges., 29. Kongr. S. 346—360 1934.
- KNESE, KARL-HEINRICH, OTTO H. HAHNE u. HANS BIERMANN: Festigkeitsuntersuchungen an menschlichen Extremitätenknochen. Morph. Jb. **96**, 141—209 (1956).
- PATSCHIEDER, H.: Über Anprallverletzungen der unteren Gliedmaßen bei Straßenverkehrsunfällen. Dtsch. Z. ges. gerichtl. Med. **54**, 336 (1963/64).
- PAUWELS, F.: Die statistische Bedeutung der Linea aspera. Z. Anat. Entwickl.-Gesch. **117**, 497—503 (1953/54).
- SJÖVALL, HJALMAR: Die Formen der Frakturen der langen Röhrenknochen. Zbl. Chir. **1957**, H. 30.

Dozent Dr. K. SELLER  
 Institut für gerichtliche Medizin der Universität  
 Bonn, Stiftsplatz 12