

Kritische mechanische Eigenschaften der Osteosynthesenimplantate

Autor(en): **Steinemann, Samuel / Straumann, Fritz**

Objektyp: **Article**

Zeitschrift: **Jahrbuch der Schweizerischen Naturforschenden Gesellschaft. Wissenschaftlicher und administrativer Teil = Annuaire de la Société Helvétique des Sciences Naturelles. Partie scientifique et administrative**

Band (Jahr): **160 (1980)**

PDF erstellt am: **16.08.2024**

Persistenter Link: <https://doi.org/10.5169/seals-90821>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Inhalten der Zeitschriften. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern.

Die auf der Plattform e-periodica veröffentlichten Dokumente stehen für nicht-kommerzielle Zwecke in Lehre und Forschung sowie für die private Nutzung frei zur Verfügung. Einzelne Dateien oder Ausdrucke aus diesem Angebot können zusammen mit diesen Nutzungsbedingungen und den korrekten Herkunftsbezeichnungen weitergegeben werden.

Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Die systematische Speicherung von Teilen des elektronischen Angebots auf anderen Servern bedarf ebenfalls des schriftlichen Einverständnisses der Rechteinhaber.

Haftungsausschluss

Alle Angaben erfolgen ohne Gewähr für Vollständigkeit oder Richtigkeit. Es wird keine Haftung übernommen für Schäden durch die Verwendung von Informationen aus diesem Online-Angebot oder durch das Fehlen von Informationen. Dies gilt auch für Inhalte Dritter, die über dieses Angebot zugänglich sind.

Kritische mechanische Eigenschaften der Osteosynthesenimplantate

Samuel Steinemann und Fritz Straumann

Kritische Eigenschaften

Mit der operativen Frakturbehandlung wird die anatomische Rekonstruktion erreicht, und das Implantat dient für die Osteosynthese als temporärer Kraftträger. Knochenschrauben, Platten und Nägel müssen daher eine genügende mechanische Festigkeit aufweisen. Hohe mechanische Festigkeit des Implantates bedeutet aber nicht notwendigerweise hohe Steifigkeit. Knochenplatten sind infolge eines kleinen Querschnittes in bezug auf Biegung und Torsion sogar recht flexibel. Bei einer ungenügend stabilen Fixation kann die Unruhe im Frakturbereich so gross sein, dass der Heilungsvorgang gestört wird und schlussendlich das Implantat ermüdet und bricht. Physiologische Gegebenheiten schaffen für die Operationstechnik Voraussetzungen, die sich auch in kritischen Grenzen für den temporären Kraftträger manifestieren.

Implantate sind ferner «Hilfsmittel» der Frakturbehandlung und müssen einfach und sicher im Gebrauch sein. Die Oberfläche des Implantates kann während der Operation verletzt und sogar gekerbt werden. Auch passt der Chirurg bei der Operation die Platte dem Knochenprofil an. Deswegen braucht es Implantatmaterialien, für welche der Metallurge in Amerika das Wort «forgiving metal» geprägt hat. Diese Eigenschaft ist wesentlich für Osteosyntheseimplantate.

Mechanische Verträglichkeit

Man spricht von Gewebeverträglichkeit der Implantatmaterialien. Wenn der Begriff verträglich auf mechanisch oder biomechanisch ausgedehnt wird, so soll er anschaulich machen, dass ein Implantat nicht nur von der Chemie des Materiales her gewisse wünschbare Eigenschaften hat, sondern

auch mechanisch die Heilung des Knochenbruches nicht stören soll. In dieser Beziehung sind die Steifigkeit, die Festigkeit und die Schwachstellen der Konstruktion der Implantate zu betrachten.

Den Effekt der Steifigkeit auf die Knochenheilung haben Hutzschenreuter et al. (1969, 1978) systematisch untersucht. Osteotomien wurden mit Platten unterschiedlicher Dicke überbrückt und voll belastet. Im Falle der flexiblen, dünnen Platte wurde Resorption der Knochenenden und Erweiterung des Osteotomiespaltes beobachtet; bei der etwa 5 mal steiferen, dicken Platte hingegen kam es zu primärer Heilung. Brennwald und Perren (1972) haben mit Dehnungsmessungen gefunden, dass unter der Platte die auf den Knochen wirkenden Kräfte auf weniger als die Hälfte reduziert sind. Diese Verringerung der funktionellen Kräfte, auch «stress protection» genannt, könnte als unerwünschte Reaktion eine Osteoporose zur Folge haben. Der möglichen Steifigkeit des Implantates sind daher relativ enge Grenzen gesetzt.

Die Steifigkeit eines Implantates ist das Produkt eines geometrischen Faktors (Trägheitsmoment) und eines Materialfaktors (Elastizitätsmodul). Der erste Faktor hängt recht empfindlich von gewissen Dimensionen ab; so wird z. B. eine Knochenplatte etwa 3 mal biege-steifer, wenn deren Dicke um den Faktor 1,4 von 3,5 auf 5 mm erhöht wird.

Die Festigkeit eines Implantates hängt vom Querschnitt (Fläche oder Widerstandsmoment) und einem Materialfaktor (der Materialfestigkeit) ab. Die Variationen dieser Eigenschaften können beträchtlich sein. Für eine Schraube ist der Kern des Gewindes eine Schwachstelle, und bei einer schmalen Knochenplatte fällt das Widerstandsmoment im Lochbereich um etwa 60% ab. Plattenbrüche fallen infolge dieser Schwächung bei konventionellen Plattenformen immer in den Lochbereich.

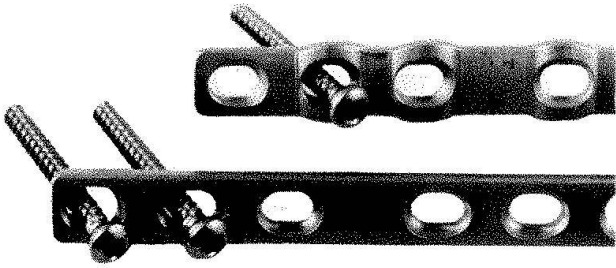


Abb. 1. Knochenplatten: Konventionelle DCP-Platte (unten) und eine Versuchsplatte hoher Festigkeit (oben); die Verstärkung im Bereich des Loches korrigiert die Schwachstelle.

Es ist eine schwierige Aufgabe für den Ingenieur, die Schwachstellen eines Implantates auszumerzen. Dem Volumen des Implantates und der Steifigkeit der ganzen Struktur sind enge Grenzen gesetzt, das Implantat soll preisgünstig herstellbar sein u.a.m. Eine diesbezügliche Konstruktionsstudie für eine Knochenplatte hat zu der in Abbildung 1 gezeigten Form geführt; bei der geänderten Konstruktion ist der Lochbereich in der Breite und der Dicke lokal verstärkt. Beide Platten haben dieselbe Steifigkeit, die modifizierte Platte hält aber Kräfte aus, die um mehr als die Hälfte höher liegen, und bei gegebener Last erträgt sie mindestens 5 mal mehr Lastzyklen bis zum Bruch infolge Metallermüdung. Solche Platten könnten für Frakturen der stärker belasteten unteren Extremität interessant sein, weil hier Implantatbrüche vorkommen. Der klinische Test muss aber daher zuerst zeigen, ob die erreichte Verstärkung genügt. Andererseits ist sicher, dass die komplizierte Form schwierig herzustellen ist.

Es ist wichtig, die Eigenschaften von Implantaten mit Begriffen des Ingenieurs zu charakterisieren und zu beziffern, denn die Frakturheilung stellt ein kompliziertes Wechselspiel von mechanischen und biologischen Faktoren dar, in welche das Implantat entscheidend eingeht (Hayes 1980, Steinemann 1980).

Materialfragen

Die wesentliche Festigkeit eines Materials für Implantate ist die Ermüdungsfestigkeit. Sie wird im Biegewechselversuch gemessen (Abb. 2). Um der besonderen Anwendung gerecht zu werden, ist der Versuch so zu führen, dass das Implantat hin und her gebogen und auch einseitig belastet wird. Das entspricht der Wirkung von Muskelkräften und der Last beim Gehen. Die Abbildung 3 zeigt Resultate für eine konventionelle Knochenplatte aus Stahl. Als wirksame Festigkeit ist nun die zulässige Beanspruchung (Moment) anzusetzen, welche 100 000 bis 1 Million Lastwechsel entspricht. Das sind Zahlen für die kumulierten Belastungen täglicher Muskelübungen und Gehens während drei bis sechs Monaten oder der Zeitspanne, welche bis zur weitgehenden Konsolidierung der Knochenfraktur verstreicht.

Das ideale Material für ein Implantat hätte ein niedriges Elastizitätsmodul, so dass eine Platte nicht steif ist und möglichst viel funktionelle Last den Knochen überträgt. Zugleich sollte das Material hohe Festigkeit aufweisen, so dass die implantierte Stütze

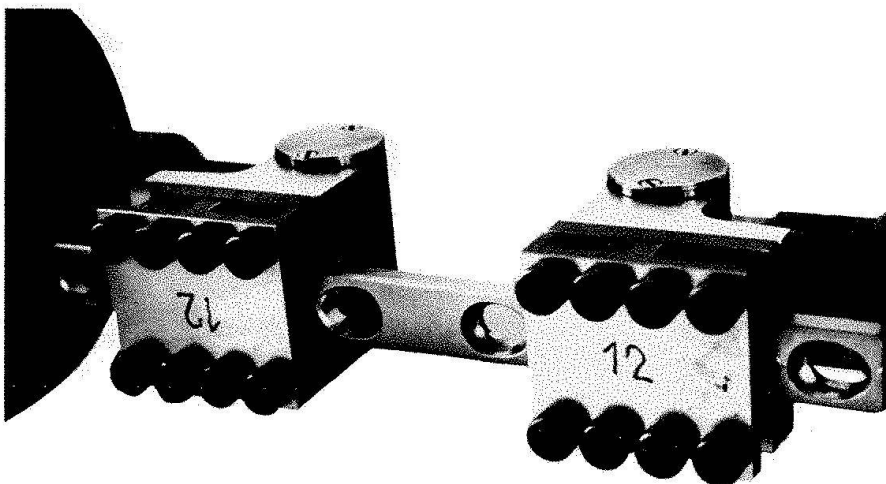


Abb. 2. Knochenplatte im Ermüdungsversuch; in wechselnder Beanspruchung wird die Platte verbogen.

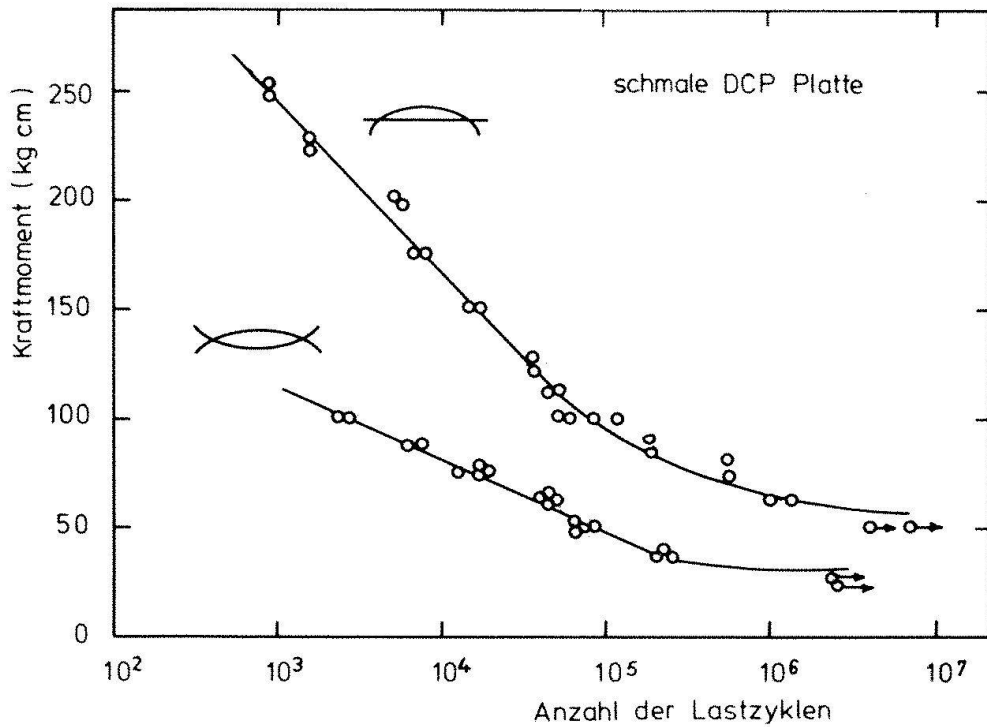


Abb. 3. Biegewechselfestigkeit (Anzahl Lastwechsel bis Bruch) einer Knochenplatte. Die untere Kurve gilt für «hin und her» und die obere für einseitige Beanspruchung.

nicht bricht. Ein derartiges Material gibt es aber nicht, denn beide Eigenschaften sind nur verschiedene Spielarten der Kohäsion und deswegen einander etwa proportional. Es gibt aber günstigere und weniger günstige Materialien; als wichtigstes Materialkriterium tritt das Verhältnis von Festigkeit und Elastizitätsmodul, die maximale elastische Dehnung bis zum Bruch auf. Eine andere Form weist das Materialkriterium für eine

Knochenplatte auf; hier, wo z. B. die Steifigkeit und Breite als biomechanische Bedingung vorgegeben sind und nach grosser Biegefestigkeit gefragt ist. In diesem Fall ist Kriterium, dass das Verhältnis von Festigkeit zur dritten Wurzel des Elastizitätsmoduls im Quadrat gross sein soll. In Abbildung 4 sind die Ordinaten in entsprechenden Massstäben gezeichnet und Daten für Knochen und verschiedene Materialien eingetragen. Die Nei-

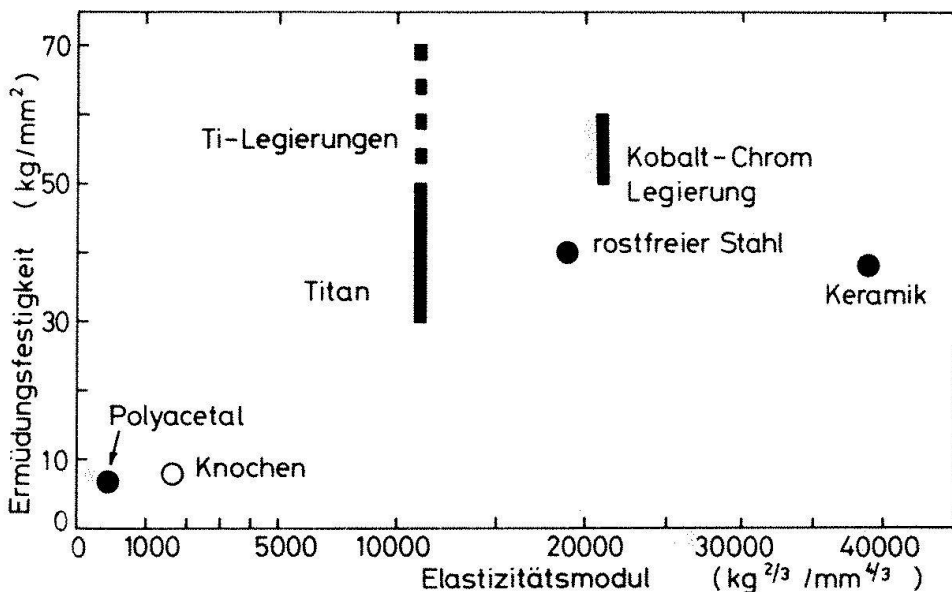


Abb. 4. Festigkeit und Elastizitätsmodul von Knochen und Implantatmaterialien (Ermüdungsfestigkeit für Metalle, Reissfestigkeit für Polyacetal, Zugfestigkeit für Aluminiumoxid; Daten für Stahl, Titan und Ti-Legierung Steinemann 1980, für Kobalt-Legierung Semlitsch 1976).

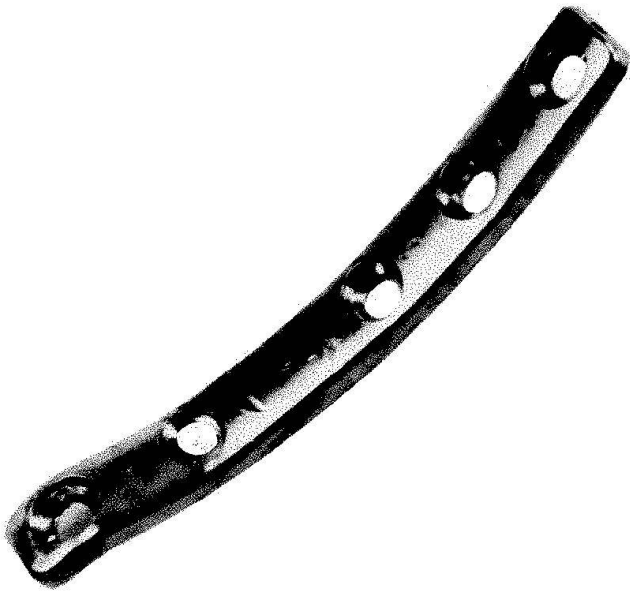


Abb. 5. Eine explantierte Platte weist im schlimmsten Fall die hier gezeigten Kratzer, Kerben und Biegungen auf. Die Form der Knochenoberfläche bedingt, dass der Chirurg das «forgiving metal» benötigt.

gung der Verbindungslinie zwischen Ursprung und Punkt im Diagramm ist das Mass für das Verhältnis (Festigkeit/Elastizitätsmodul)^{2/3}. Man findet, dass die Linie für den Knochen etwa dieselbe Neigung hat wie der rostfreie Stahl und sogenanntes Reintitan. So betrachtet entsprechen sich die globalen mechanischen Eigenschaften der metallischen Stütze aus Stahl und des biologischen Stützgewebes. Die Kobalt-Chrom-Legierungen, kaltverformtes Titan und Titanlegierungen weisen günstigere Werte auf; bei gegebener Elastizität liegt die Festigkeit der metallischen Stütze höher, was zusätzliche Sicherheit der Osteosynthese bedeutet. Titanmetalle sind die mechanisch attraktivsten Materialien für Implantate, doch machen eine anspruchsvolle Metallurgie und Verarbeitung ihre Realisierung schwierig.

Das Metall muss grobe Behandlung verzeihen

Implantate zur Frakturbehandlung werden nach ein bis zwei Jahren entfernt. Abbildung 5 zeigt eine Platte nach der Explantation. Die Platte weist Kerben von Zangen auf, sie ist vom Bohrer beschädigt und wurde stark verformt, um sie an die Knochenform anzupassen. All das möchte der Metallurge dem Chirurgen verbieten. Aus vernünftigen Gründen kann er es aber nicht. Damit ist ein weiterer kritischer Faktor der Metallurgie der Implantate umschrieben; die Qualität des Materials ist so hoch anzusetzen, dass auch einmal eine notwendige Misshandlung ohne Konsequenzen bleibt.

Hochlegierte rostfreie Stähle sind unempfindlich gegen Oberflächenverletzungen, denn die schützende Passivschicht baut sich in wenigen Minuten wieder auf, und damit ist die Korrosionsresistenz wieder hergestellt. Oberflächenverletzungen können andererseits auch mechanische Wirkungen haben. Kerben sind Schwachstellen, denn sie erzeugen massive Spannungskonzentrationen. Duktile und zähe Metalle, wie rostfreier Stahl und Kobalt-Legierungen, sind jedoch wenig kerbempfindlich und ein mässiges Verkratzen bleibt deswegen ohne Folgen. Endlich ist noch zu fragen, ob das Verformen von Implantaten nicht deren Festigkeit herabsetzt. Für das Anbiegen einer Platte an das Knochenprofil braucht der Chirurg Presse, Zange oder Schränkeisen und wie Abbildung 5 zeigt, sind die Verformungen recht ausgeprägt. Man findet jedoch im Ermüdungsversuch, dass ein einfaches plastisches Anbiegen des Implantates die Ermüdungsfestigkeit des rostfreien Stahls nicht vermindert, ausser wenn scharfe Knicke erzeugt oder wenn mehrmals hin und her gebogen wurde. Die Eigenschaften, grobe Behandlung zu verzeihen sind durchaus nicht üblich, und nur zähe Metalle haben sie.

Der Ingenieur hat gelernt, Osteosyntheseimplantate zu charakterisieren, kritische Grössen zu beziffern und geeignete Materialien zu schaffen. Die Entwicklung ist jedoch nicht zu Ende; noch festere Stähle oder Titan können die Sicherheit einer Osteosynthese erhöhen oder erlauben eine biomechanisch günstigere Steifigkeit.

Literatur

- Hutzschenreuter, P., Perren, S.M., Steinemann, S., Geret, V., Klebl, M. (1969): *Injury* 1; 77.
- Hutzschenreuter, P., Claes, L., Bick, R. (1978): *Helv. Chir. Acta* 45; 133.
- Hayes, W.C. (1980): in «Current Concepts of Internal Fixation of Fractures» (H.K. Uthoff, Herausg.), Springer-Verlag Berlin - Heidelberg - New York; p. 49.
- Brennwald, J. und Perren, S.M. (1972): *Langenbecks Arch. Chir. Suppl. Chir. Forum.*
- Semlitsch, M. (1976): in «Reconstruction Surgery and Traumatology» (C. Chapchal, Herausg.), Verlag S. Karger; p. 82.
- Steinemann, S.: in «Current Concepts of Internal Fixation of Fractures» (H.K. Uthoff, Herausg.), Springer-Verlag Berlin - Heidelberg - New York (1980) p. 93.

Prof. Dr. Samuel Steinemann
Dr. h. c. Fritz Straumann
Institut Dr. Ing. R. Straumann
CH-4437 Waldenburg