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

**Herausgeber:** Schweizerische Naturforschende Gesellschaft

**Band:** 160 (1980)

**Artikel:** Die mechanischen Eigenschaften der Knochenzemente

**Autor:** Debrunner, Hans Ulrich

**DOI:** https://doi.org/10.5169/seals-90826

**Nutzungsbedingungen**

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften auf E-Periodica. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen sowie auf Social Media-Kanälen oder Webseiten ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Mehr erfahren

**Conditions d'utilisation**

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. La reproduction d'images dans des publications imprimées ou en ligne ainsi que sur des canaux de médias sociaux ou des sites web n'est autorisée qu'avec l'accord préalable des détenteurs des droits. En savoir plus

**Terms of use**

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. Publishing images in print and online publications, as well as on social media channels or websites, is only permitted with the prior consent of the rights holders. Find out more

**Download PDF:** 04.07.2025

**ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, https://www.e-periodica.ch**

# Die mechanischen Eigenschaften der Knochenzemente

Hans Ulrich Debrunner

Beim Einsetzen von Endoprothesen kann nicht immer eine formschlüssige Verankerung der Endoprothese im Knochen erreicht werden. Es bleiben Hohlräume zwischen Prothese und Kompakta, die im allgemeinen mit einem Knochenzement ausgefüllt werden.

Als Knochenzement verwendet man weltweit eine Mischung von festem Polymethylmetakrylat (in Form feiner Kügelchen von etwa 5–50 μ) und flüssigem Methylmetakrylat, das die Hohlräume zwischen den Polymerkugeln mehr oder weniger ausfüllt. Durch geeignete Zusätze wird nach der Mischung der beiden Komponenten die Polymerisation des flüssigen Anteils ausgelöst. Die ganze Mischung wird innerhalb von 6–10 Minuten bei Zimmertemperatur fest.

Die Polymerisation von monomerem flüssigem Methylmetakrylat zum polymeren PMMA (das übrigens unter dem Namen Plexiglas u.a. handelsüblich ist), wird von 3 wichtigen physikalischen Phänomen begleitet: die Polymerisation ist mit einer Volumenverminderung (Volumenschrumpfung) verbunden, das dünnflüssige MMA wird während der Polymerisation fest, und beim Polymerisationsvorgang wird Energie in Form von Wärme frei. Diese 3 Phänomene sind temperaturabhängig, ebenso die Polymerisationsgeschwindigkeit. Handelsübliche Knochenzemente werden so präpariert, dass die 3 Phänomene in erträglichen Grenzen gehalten werden, wenn die Manipulationsvorschriften genau eingehalten werden.

Die mechanische Festigkeit des Knochenzementes ist nun weitgehend von der Art und Weise abhängig, wie die Polymerisation oder Aushärtung verläuft.

Kommerziell hergestelltes PMMA (Plexiglas) wird unter einem bestimmten Druck und unter besonderen Vorsichtsmassnahmen polymerisiert, um gleichmässige, glasklare Blökke und Platten zu erhalten. Die mechanische Festigkeit dieses Handelsproduktes wird von Knochenzement nicht erreicht. Dieser muss ja unter nicht genau bekannten Umständen in einem feuchten, unregelmässig geformten Milieu aushärten.

Die wichtigsten mechanischen Eigenschaften und die Werte, die wir betrachten wollen, sind der statische Elastizitätsmodul, die Kompressionsfestigkeit, die Zugfestigkeit und die dynamischen Eigenschaften, die das Schwingverhalten und die Energieabsorption (Dämpfung der Schwingungen) bestimmen.

Die Grössen dieser mechanischen Eigenschaftswerte sind im Vergleich mit Knochen und Metallen zu untersuchen, da der Knochenzement ja die mechanische Verbindung der Endoprothese mit dem Knochen gewährleisten soll.

Bei dem Vergleich verschiedener Werkstoffe sehen wir:

- Die Zugfestigkeit von Knochenzementen ist 3–6 mal kleiner als die von Knochenkortikalis und 20–40 mal kleiner als die von Stahl und Protasul-10.
- Die Druckfestigkeit von Knochenzementen ist 2–3 mal grösser als die Zugfestigkeit und nur etwa halb so gross wie diejenige von Knochen.
- Die Dauerschwingfestigkeit von Knochenzementen ist halb so gross wie die von Knochen und 20–40 mal kleiner als die der Metalle.
- Der Elastizitätsmodul ist 10 mal kleiner als derjenige von Knochen und ca. 100 mal kleiner als der von Metallen.
- Die Festigkeitswerte der Knochenzemente liegen zwischen denjenigen von Kortikalis und Spongiosa.

Wie kann bei der Verwendung von Knochenzementen eine kraftschlüssige Verbindung zum umliegenden Knochen und zum eingeschlossenen Metallteil (Prothese) erreicht werden? Wir wissen, dass bei der Aushärtung von Knochenzement eine Volumen-

schwindung von ca. 2–4% auftritt. Die kraftschlüssige Verbindung zum eingeschlossenen Metallteil wird daher durch Ausbildung von zirkulären Verspannungen erreicht, ähnlich wie beim Aufschrumpfen eines Rades auf eine Welle. Diese Zugspannungen können zu Rissen führen, wenn der Zementmantel zu dünn ist.

Gegenüber dem spongiösen Knochen erfolgt die kraftschlüssige Verbindung dadurch, dass der Zement in die Spongiosamaschen eindringt und sie ausfüllt. Diese mechanische Verklammerung von Spongiosabälkchen und Zement ist so gross, dass die Kraftübertragung an der Zementgrenze allein über die Spongiosastruktur erfolgt. Die Widerstandsfähigkeit dieser Materialgrenze gegen Scherung beträgt etwa 0,4–10 N/mm² je nach der Festigkeit der Spongiosa, d. h., bei der statischen Übertragung des Körpergewichtes von 800 N genügt eine Kontaktfläche von 200 mm² nicht, um den Bruch sicher zu vermeiden.

Gegenüber der Kortikalis tritt nur dann ein wirksamer mechanischer Kraftschluss auf, wenn die innere Oberfläche des Knochens Rauhigkeiten aufweist. Besonders günstig ist eine konisch zulaufende Form, in der sich der Zementpfropf verkeilen kann. Dieses Prinzip der Verkeilung wird neuerdings durch geeignete Formgebung der Endoprothesen angestrebt. Aus mehrfachen Untersuchungen wissen wir, dass die Festigkeit der Knochenzemente durch viele Faktoren beeinflusst wird, wobei nur eine Beimengung von zähen Fasersystemen eine Verbesserung bringt. Da die mechanischen Eigenschaften vor allem während der Härteperiode bestimmt werden, kann sie der Chirurg in gewissen Grenzen beeinflussen. Wir können 3 Hauptgruppen unterscheiden: variable, auf die der Chirurg keinen Einfluss hat, solche, die er ganz in der Hand hat, und solche auf die er nur bedingt einwirken kann.

a) Die Festigkeit nimmt bei den thermoplastischen Knochenzementen bei 37°C um 10% ab gegenüber den meist bei 20°C gemessenen Werten.

b) Wasseraufnahme im Körper bewirkt eine Festigkeitsabnahme von 3%.

c) Die Geschwindigkeit der Belastung ist von grossem Einfluss: kurzdauernde Stösse werden besser ertragen als langdauernde Belastung gleicher Grösse.

d) Die Alterung des Kunststoffes bewirkt eine Festigkeitsabnahme von mindestens 10%. – Über die Ermüdungseigenschaften ist kaum etwas bekannt, wir müssen aber – entsprechend den Erfahrungen mit anderen Werkstoffen – sicher damit rechnen.

e) f) Kontrastmittelzusatz und Zusatz von Antibiotika bewirken eine Festigkeitsverminderung um je 4–5%.

g) Die Mischtechnik ist wohl diejenige Variable, die am ehesten beeinflussbar ist. Heftiges Rühren und Mischen erzeugt feine Luftblaseneinschlüsse, die als mehr oder weniger grosse Poren im gehärteten Zement bestehen bleiben und eine Schwächung bis zu 20% hervorrufen. Poren entstehen aber auch, wenn sich der Zement auf 100°C erwärmt, was in der Mitte von dicken Schichten immer möglich ist.

h) Das Einbringen des Zementes in den Knochen ist ebenfalls für die Festigkeit ausschlaggebend. Beimischung von Blut erzeugt innere Oberflächen und Faltungen, die das Material sehr stark schwächen. Saubere Verarbeitungstechnik vermeidet solche Fehlstellen.

i) Härtung unter Druck ist bei der Endoprothesenverankerung kaum möglich. Druckpo-

*Tab. 1.* Werkstoffeigenschaften von Metallen, Knochen und Knochenzementen

| | Rostfreier Stahl | Co-Ni-Cr-Mo | Titan Leg. | PMMA Knochen-Zement | Knochen-Kortik. | Knochen Spong. |
|---|---|---|---|---|---|---|
| E-Modul | 205000 | 225000 | 100000 | 2000-3000 | 20000 | 20 |
| Zugfestigkeit | 500 | 850-1200 | 900 | 25 | 80-160 | 1-10 |
| Druckfestigkeit | | | | 80-120 | 130-280 | (1-10) |
| Dauerfestigkeit | 300 | 600 | 450 | < 14 | 30 | |

lymerisation vermindert die Porosität und verbessert die Homogenität und damit die Festigkeit um bis zu 20%. In der Zahnheilkunde wird PMMA unter Druck polymerisiert und gehärtet.

k) Bildung von Kanten und Buchten, von lokalen Verdickungen usw. muss nach Möglichkeit vermieden werden, da solche Formunregelmässigkeiten nicht vorhersehbare Spannungen erzeugen können, die den mechanischen Halt negativ beeinflussen. Die Formgebung der Endoprothese und die Vorbereitung des Prothesenbettes erfordern daher die volle Aufmerksamkeit des Operateurs.

l) Vorspannungen können durch Konuswirkung u.a. erzeugt werden. Vorgespannter Zement kann grössere Festigkeit aufweisen, im allgemeinen ist es jedoch nicht möglich, systematisch eine bestimmte Formgebung zu erreichen, die zur Verkeilung und damit zu einer Vorspannung führt.

m) Dickenunterschiede, vor allem scharfkantige Stufen, führen schon beim Aushärten zu inneren Spannungen, die kaum kontrollierbar sind. Am Übergang von dünnen zu dicken Partien können Spannungsrisse entstehen, von denen aus die Korrosion weitergeht.

Wenn beim Einzementieren der Endoprothesen auf die genannten Faktoren geachtet wird, kann die Verankerung der Endoprothese mit Knochenzement sehr wirksam werden. In diesen Fällen genügt die mechanische Festigkeit des Akrylzementes den Anforderungen.

Liegen jedoch ungünstige anatomische Verhältnisse vor, so könnten auch Zemente mit grösseren Festigkeitswerten keine bessere Verankerung zwischen Endoprothese und Knochen bringen.

PD Dr. Hans Ulrich Debrunner
Schweizerische Unfallversicherungsanstalt
Medizinische Abteilung
Fluhmattstr. 1
CH-6004 Luzern