

Zeitschrift: Berichte der St. Gallischen Naturwissenschaftlichen Gesellschaft
Herausgeber: St. Gallische Naturwissenschaftliche Gesellschaft
Band: 87 (1994)

Artikel: Schallwellen im Schienbein : eine neue Methode zur Bestimmung von Biegesteifigkeit und Bruchfestigkeit
Autor: Bischof, Hansjakob
DOI: <https://doi.org/10.5169/seals-832719>

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: 14.12.2025

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

Schallwellen im Schienbein: Eine neue Methode zur Bestimmung von Biegesteifigkeit und Bruchfestigkeit

Hansjakob Bischof

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	203
1. Einleitung	204
2. Messmethoden	
a) Schallwellenausbreitung	204
b) Drei-Punkt-Biegung	205
3. Eichung der Resultate der Wellenausbreitung	205
4. Resultate	
a) Einfluss von Training auf die Biegesteifigkeit des Schienbeins von 20jährigen	207
b) Entwicklung der Biegesteifigkeit des Schienbeins in der Jugend ..	208
Literaturverzeichnis	208

Zusammenfassung

Mit der hier kurz vorgestellten Methode der Schallwellenausbreitung im Schienbein ist es möglich, dessen Biegesteifigkeit zu bestimmen und daraus seine maximale Bruchbelastung abzuschätzen. Die Methode ist nicht invasiv und nicht mit Röntgenstrahlen belastend. Sie ist einfach zu handhaben, und der apparative Aufwand ist gering. Daher ist diese Methode auch für Reihenuntersuchungen geeignet.

Die Untersuchungen wurden am Biomechanischen Labor der ETH Zürich durchgeführt.

1. Einleitung

Alle biologischen Gewebe passen sich bei physiologischer Reizung den Belastungen und Beanspruchungen an (Wolff'sches Gesetz: WOLFF, 1870). Sowohl ein zu hoher als auch ein zu niedriger Trainingsreiz führen zur Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften des betroffenen Gewebes. Dies gilt insbesondere für den Knochen (PAUWELS, 1980). Der schwammartig aus Knochenbälkchen aufgebaute, sog. spongiöse Knochen verändert sich dabei so, dass die Orientierung dieser Knochenbälkchen den Zug- und Druckspannungsrichtungen entspricht. Parallel dazu verläuft eine gewisse Anpassung des Knochenmineralgehaltes (MARGUELIES et al., 1986). In der Vergangenheit wurden deshalb grosse Anstrengungen unternommen, diesen Mineralgehalt mit sog. bildgebenden Verfahren der Röntgentechnik zu bestimmen. Man hoffte, damit das Bruchrisiko z.B. bei Osteoporose (krankhafter oder altersbedingter rascher Abbau des mineralischen Anteils des Knochens) besser abschätzen zu können (GRIMSTON et al., 1991). Trotz immer besserer Auflösung solcher mit ionisierender Strahlung arbeitender Verfahren und einer gewissen Korrelation zwischen Mineralgehalt und mechanischen Eigenschaften des Knochens hat sich in letzter Zeit immer deutlicher gezeigt, dass weitere Faktoren wie Struktur des Knochenmaterials und Eigenschaften des nicht mineralischen (= organischen) Bestandteils das mechanische Verhalten wesentlich stärker beeinflussen, als bisher angenommen wurde.

Mit mechanischen Verfahren, wie z.B. der Ausbreitung von Schallwellen, ist es möglich, in-vivo das ganzheitliche Verhalten von langen Röhrenknochen zu beurteilen. Im Gegensatz zu den ionisierenden Verfahren wird bei der Wellenausbreitung im Knochen eine völlig unbelastende, kleine Verformung des Knochens angewendet. Die gemessene Grösse ist da-

bei die Wellenausbreitungsgeschwindigkeit einzelner Frequenzen. Diese ist abhängig vom organischen und anorganischen Material und von dessen Struktur.

Im folgenden wird dieses Verfahren der Schallwellenausbreitung beschrieben.

2. Messmethoden

a) Schallwellenausbreitung

Diese Methode der Ausbreitung von transversalen Wellen im akustischen Bereich wurde erstmals 1988 publiziert (STÜSSI, FÄH, 1988; FÄH, STÜSSI, 1988) und später überarbeitet und verbessert (BISCHOF, 1994). Es sind Messungen an langen Röhrenknochen (z.B. Schienbein) sowohl in-vitro als auch in-vivo möglich.

Abb. 1 zeigt das einfach zu handhabende Messverfahren in-vivo. Auf Höhe des Tibiaplateaus wird ein kleiner Schlag auf das Schienbein eingeleitet. Eine Wellenfront wandert von dieser Stelle abwärts entlang

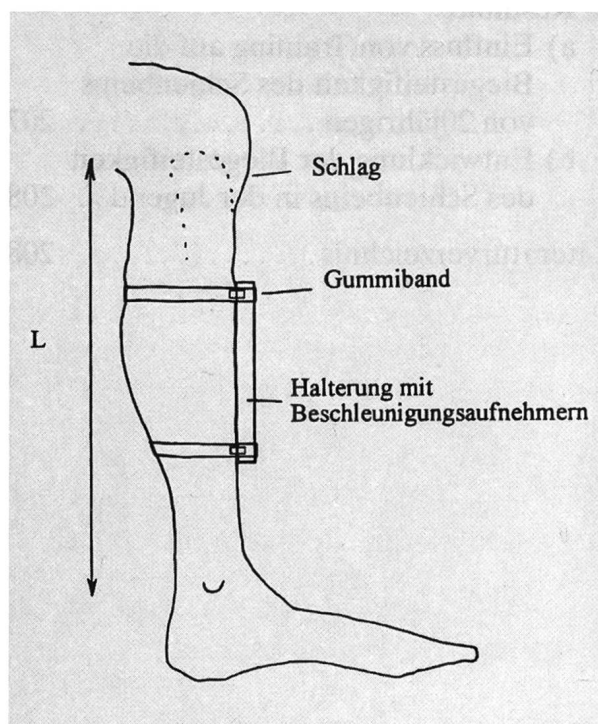


Abb. 1: Schematische Darstellung der in-vivo Messung am Schienbein. Der kleine Schlag erfolgt mit einem elektromagnetischen Hammer.

des Schienbeins. Zwei Beschleunigungsaufnehmer werden im Abstand von 10 cm mit einem Adapter senkrecht auf die Facies Medialis des Schienbeins angebracht. Dies ist die Fläche, die man selber gut an der Innenseite des Schienbeins ertasten kann. Aufgrund der Signalunterschiede kann die Geschwindigkeit der Wellenausbreitung in Abhängigkeit von der Frequenz für diesen Bereich des Schienbeins berechnet werden. Daraus kann man über ein Modell (z.B. Bernoulli-Euler) die Biegesteifigkeit des Schienbeins bestimmen.

Um die mit der Wellenausbreitung erhaltenen Resultate zu überprüfen, wird die Biegesteifigkeit in-vitro noch mit einem anderen Messverfahren ermittelt, nämlich mit der etablierten Methode der Drei-Punkt-Biegung. Diese soll kurz vorgestellt werden.

b) Drei-Punkt-Biegung

Zur Bestimmung der Biegesteifigkeit eines Schienbeins in-vitro wird dieses an den Enden in Acryl eingegossen und durch eine Testmaschine sehr langsam senkrecht zur Facies medialis bis zum Bruch verbogen (siehe Abb. 2)

Als Resultat liefert dieser Test die Biegesteifigkeit $B = E \cdot I$ (= Elastizitätsmodul · Flächenträgheitsmoment) und auch die maximale Belastung beim Bruch. Aus der obigen Formel $B = E \cdot I$ ist ersichtlich, dass

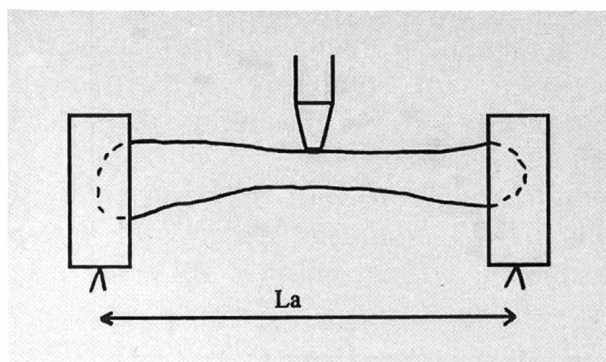


Abb. 2: Drei-Punkt-Biegung eines Schienbeins in-vitro. Die Enden des Knochens sind in Acryl eingegossen.

sowohl die Materialeigenschaften, beschrieben durch den Elastizitätsmodul E , als auch die geometrische Form, beschrieben durch das Flächenträgheitsmoment I , für die Biegesteifigkeit verantwortlich sind.

3. Eichung der Resultate der Wellenausbreitung

Für die Eichung der Wellenausbreitungsmethode wurden 21 anatomische Schienbeine röntgenologisch (mit Hologic QDR 1000-Maschine) vermessen und die Querschnittsfläche A , die Dichte ρ und das Flächenträgheitsmoment I bestimmt. Weiter wurde mittels der oben beschriebenen Methode der Wellenausbreitung die Phasengeschwindigkeit c bei der Frequenz $f = 2930$ Hz bestimmt. Nach dem Modell von Bernoulli-Euler gilt für einen langen Körper, dessen Querdimension viel kleiner ist als die verwendete Wellenlänge (was beim Schienbein sehr gut erfüllt ist):

$$B = E \cdot I = \frac{c^4 A \rho}{\omega^2} \quad (1)$$

In der folgenden Abb. 3 werden die Resultate der Biegesteifigkeit aus der Drei-Punkt-Messung mit der aus der Formel (1) erhaltenen Biegesteifigkeit verglichen. Mit einer Korrelation von $r = 0,96$ darf gesagt werden, dass die beiden Methoden dasselbe messen.

In (1) werden die Dichte ρ und die Querschnittsfläche A verwendet, die aber in-vivo ohne Röntgenmessungen nicht zur Verfügung stehen. Deshalb wurde versucht, diese Größen durch einfach zugängliche zu ersetzen. $A\rho$ wurde ersetzt durch $T_b \cdot L$. Dabei ist T_b die Breite der Facies Medialis in der Mitte zwischen den zwei Beschleunigungsaufnehmern, L ist die Schienbeinlänge (siehe Abb. 1). In diesem Näherungsmodell gilt also:

$$B = \text{const.} \cdot \frac{c^4 \cdot T_b \cdot L}{\omega^2} \quad (2)$$

Abb. 3:
Aus (1) berechnete Biegesteifigkeit von 21 menschlichen Schienbeinen aufgetragen gegen die Biegesteifigkeit der Drei-Punkt-Messungen. Zu beachten ist die sehr gute Korrelation.

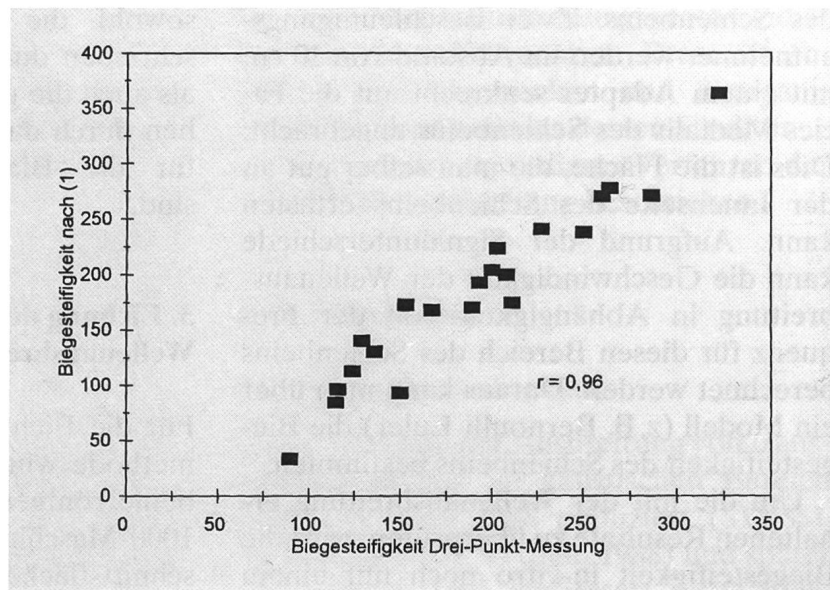


Abb. 4:
Zusammenhang zwischen der Biegesteifigkeit, gemessen mit der Drei-Punkt-Messung und der Biegesteifigkeit nach dem Näherungsmodell nach (2). Die Korrelation ist mit $r = 0,95$ wieder sehr gut.

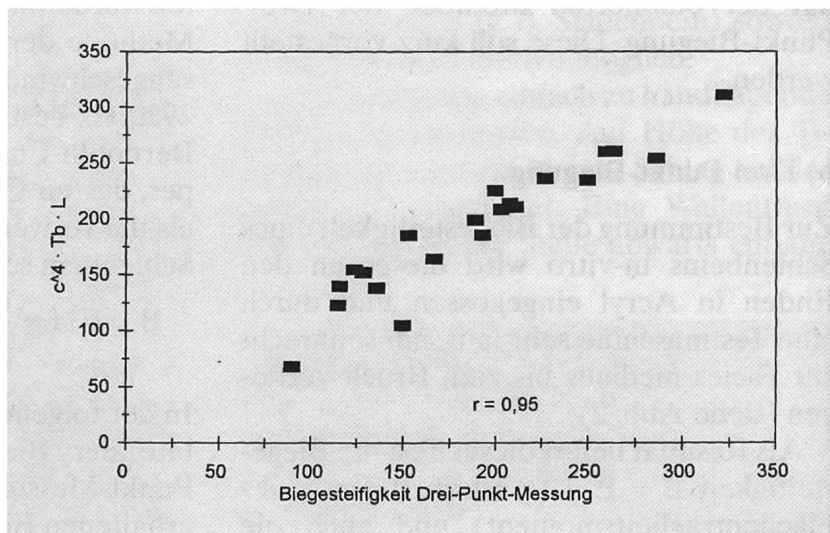
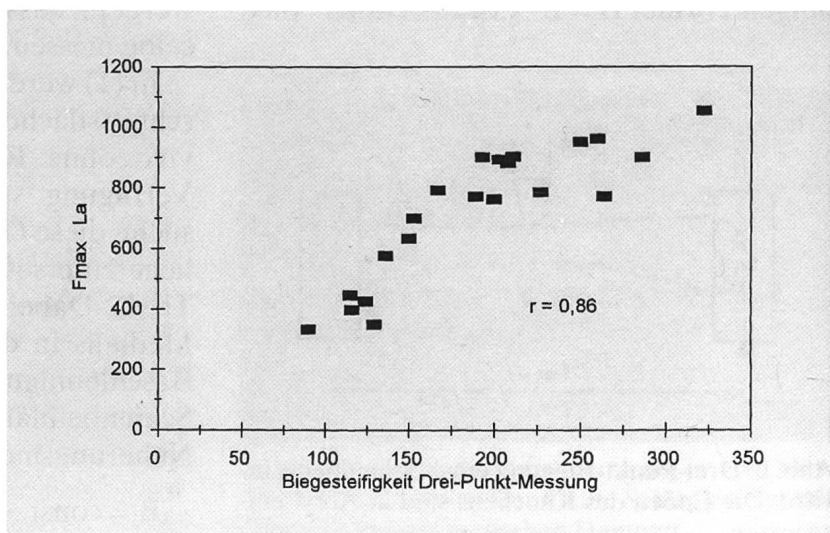


Abb. 5:
Zusammenhang zwischen maximalem Bruchmoment und Biegesteifigkeit.



Damit kann in-vivo (und auch in-vitro) mit der Phasengeschwindigkeit und zwei einfach zu messenden Grössen die wahre Biegesteifigkeit sehr genau bestimmt werden.

Interessant ist nun die Frage, ob sich die Bruchgrenze und damit ein mögliches Mass für das Frakturrisiko ebenfalls aus der Schwingungsmessung ableiten lässt. Die Korrelation zwischen dem Bruchmoment $F_{\max} \cdot La$ (La = Auflagelänge bei der Drei-Punkt-Messung) und der Biegesteifigkeit B ist mit $r = 0,86$ noch so gut (siehe Abb. 5), dass man diese Frage bejahen kann.

Die hier vorgestellte Methode der Schallwellenausbreitung im Schienbein erlaubt nun erstmals, völlig nicht invasiv und ohne Röntgenstrahlen zuverlässig Biegesteifigkeit und Bruchmoment vom Schienbein in-vivo zu bestimmen.

Einige mit dieser Methode erhaltene Resultate sollen im folgenden vorgestellt werden.

4. Resultate

a) Einfluss von Training auf die Biegesteifigkeit des Schienbeins von 20jährigen

In der Sommerrekrutenschule 1989 in Thun wurde an 145 Freiwilligen der Einfluss des körperlichen Trainings und der veränderten Lebensgewohnheiten auf den Mineralgehalt der Lendenwirbelsäule und der Diaphyse des Schienbeins mit einem densitometrischen Verfahren (mit Hologic QDR 1000) untersucht. Ferner wurde mit der Methode der Wellenausbreitung die Veränderung der Biegesteifigkeit innert dieser 15 Wochen bestimmt. 24 Monate nach der RS wurden an 50 Personen nochmals die gleichen Messungen vorgenommen.

In der Tabelle 1 gibt die erste Spalte die Veränderung nach 15 Wochen Rekrutenschule an. Die zweite Spalte gibt die Verän-

	nach 15 Wochen RS	24 Monate nach RS verglichen mit RS-Anfang
Phasen- geschwindigkeit	+ 2,6 %	+ 1,9 %
Biege- steifigkeit	+ 10,4 %	+ 7,6 %
Mineralgehalt Schienbein	+ 1,2 %	+ 1,8 %
Mineralgehalt Lendenwirbelsäule	- 1,1 %	≈ 0 %
Breite Facies Medialis	≈ 0 %	≈ 0 %

Tab. 1: Gemessene Veränderungen nach der Rekrutenschule und nach 24 Monaten

derungen 24 Monate nach der RS an, verglichen mit den anfänglichen Werten.

Innerhalb von 15 Wochen vergrössert sich die Biegesteifigkeit des Schienbeins um 10,4%. Dem gegenüber steht eine Zunahme im Mineralgehalt von lediglich 1,2%. Die Breite des Schienbeins hat sich nicht messbar verändert. Die Abnahme des Mineralgehaltes in der Lendenwirbelsäule kann mit der Tatsache erklärt werden, dass beim Sitzen (vor der RS) die Belastung der Wirbelsäule höher ist als beim Stehen oder Gehen (während der RS). Das Skelett hat sich demzufolge den neuen Gegebenheiten in der Rekrutenschule angepasst. Die nachfolgende Zunahme auf den Ausgangswert bestätigt diese Erklärung.

Überraschend hat sich der Mineralgehalt nach der Rekrutenschule weiter vergrössert. Offenbar ist die Vergrösserung während der RS nicht nur auf einen Trainingseffekt zurückzuführen, sondern auch auf eine natürliche Ausreifung des Knochens, die sich dann nachher auch ohne erhöhte Belastung weiter fortsetzt. Trotz dieser weiteren Vergrösserung des Mineralgehaltes ist die Biegesteifigkeit aber nach der RS wieder etwas zurückgegangen, was dar-

auf schliessen lässt, dass die vermehrte körperliche Aktivität in der RS ein Grund für die Veränderung in der Biegesteifigkeit war.

Es wurde *kein* Zusammenhang gefunden zwischen der Änderung des Mineralgehaltes und derjenigen der Biegesteifigkeit. Mineralgehalt und mechanische Eigenschaften des Schienbeins verändern sich also nicht parallel. Der Knochen hat offenbar verschiedene, z.T. noch nicht verstandene Möglichkeiten, sich neuen Gegebenheiten anzupassen.

b) Entwicklung der Biegesteifigkeit des Schienbeins in der Jugend

Es ist zu erwarten, dass während der Pubertät und der anschliessenden Adoleszenz wesentliche Veränderungen vom «grünen» zum völlig kalzifizierten, ausgewachsenen Knochen ablaufen. Diese machen sich z.B. in der Biegesteifigkeit bemerkbar. Dies wurde in einer Studie an Knaben (8–18 Jahre) untersucht. Die Biegesteifigkeit wurde nach (2) bestimmt, das Entwicklungsstadium der Jugendlichen nach Tanner (Tanner-Stadium). Die Abb. 6 zeigt die Resultate für Knaben, ergänzt durch die Messungen an den Rekruten (Tanner-Stadium 5). Sehr deutlich zu sehen ist der Anstieg der Biegesteifigkeit im Laufe der Entwicklung.

Weitere Messungen über den entwicklungsbedingten Verlauf der Biegesteifig-

keit des Schienbeins bei Mädchen und Frauen zwischen 8 und 80 Jahren sind im Gange. Vorläufige Resultate zeigen einen Anstieg der Biegesteifigkeit bis zum Alter von etwa 30–40 Jahren und anschliessend einen individuell sehr verschieden schnellen Rückgang.

Literaturverzeichnis

- BISCHOF, HJ. (1994): Schallwellen in langen Röhrenknochen: Eine Methode zur Bestimmung von Biegesteifigkeit und maximaler Bruchkraft. – Dissertation Universität Zürich.
- FÄH, D. and STÜSSI, E. (1988): Phase Velocities Measurement of Flexural Waves in Human Tibia. – J. of Biomech. Vol 21, 975–983.
- GRIMSTON, S.K. et al. (1991): Bone Mass, External Loads and Stress Fracture in Female Runners. – Int. J. of Sport Biomech., 7, 293–302.
- MARGUELIES, J.Y. et al. (1986): Effect of Intense Physical Activity on the Bone-Mineral Content in the Lower Limbs of Adults. – JBJS, 68-A, 7, 1090–1093.
- PAUWELS, F. (1980): Biomechanics of the Locomotor Apparatus. – Springer Verlag New York.
- STÜSSI, E. and FÄH, D. (1988): Assessment of Bone Mineral Content by in-vivo Measurement of Flexural Wave Velocities. – Med. and Biol. Eng. and Comp. Vol 26, 349–354.
- WOLFF, J. (1870): Über die innere Struktur der Knochen und ihre Bedeutung für die Fragen von Knochenwachstum. – Arch. Pathol. Anat., Physiol. Klin. Med., 50, 289–453.

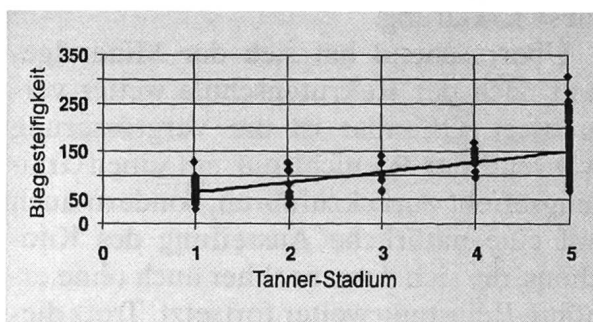


Abb. 6: Die Entwicklung der Biegesteifigkeit bei männlichen Jugendlichen, ergänzt durch die Messungen an den Rekruten (Tanner-Stadium 5).