

# Nachweis der Rissbildungsgrenze des humanen Femurs mit Hilfe der Schallemissionsanalyse (SEA)

Hans-Joachim SCHWALBE\*, Peter DÖRNER\*\*, Burkhard ZIEGLER\*,  
Jörg SUBKE\*, Udo WOLF\*\*\*, Jörn KISELEV\*\*\*\*, Ralf-Peter FRANKE\*\*\*\*\*

\* Technische Hochschule Mittelhessen, Wiesenstraße 14, 35390 Gießen

\*\* Viehallenweg 2, 94060 Pocking, \*\*\* Hochschule für Gesundheit, Universitätsstraße 105, 44789 Bochum,

\*\*\*\* Charité - Universitätsmedizin Berlin, Reinickendorfer Straße 61, 13347 Berlin, \*\*\*\*\*Universität Ulm,  
Zentralinstitut für Biomedizinische Technik, Albert-Einstein-Allee 47, 89081 Ulm

**Kurzfassung.** Die Schallemissionsanalyse (SEA) weist am menschlichen Femur unter alltäglichen Lasten die Rissbildungsgrenze nach. Die Mechanismen weiteren Rissfortschritts aus Risswachstum und Rissuferreibung werden bis zum Bruch genau beschrieben. Nach klinischen Tests sind nun grundlegende Untersuchungen zur Optimierung von Implantaten und deren Einbau geplant.

## 1 Einführung

Der menschliche Knochen erfährt unter normalen Bewegungen, beispielsweise beim Gehen, Laufen, Springen, Treppen steigen und bei ähnlichen Bewegungen, Beanspruchungen bis zu 90% der Bruchlast unter statischer Beanspruchung. Die dabei im Mikrobereich erfolgte Überbeanspruchung führt zu Mikrorissbildung im Knochen. Diese Mikrorissbildung verursacht Schallemission und kann an der Hautoberfläche ausgekoppelt werden.

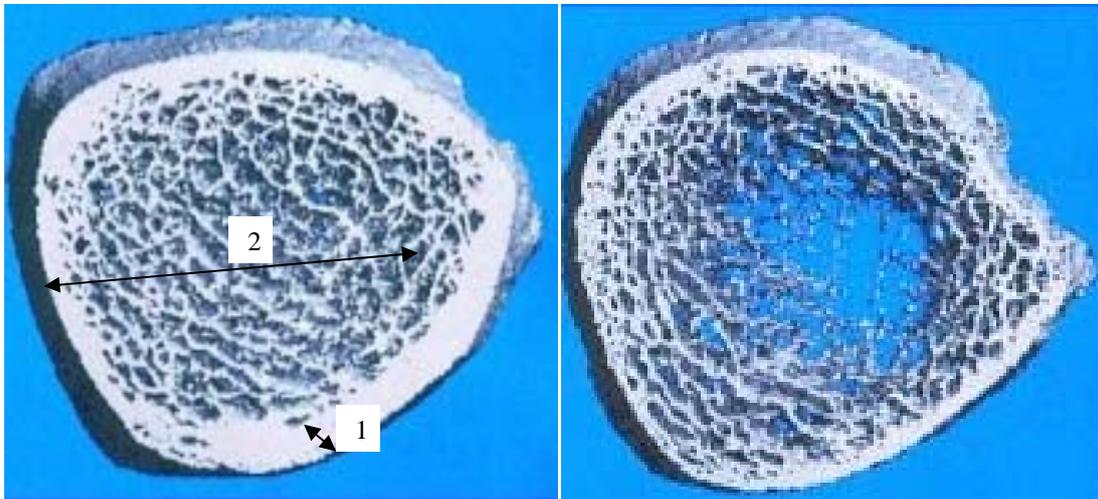
Die SEA erlaubt eine Diskriminierung von Mikrorissbildung und Makrorissbildung, die dadurch gekennzeichnet ist, dass Mikrorisse beanspruchungsbedingt generell im Übergangsbereich von Spongiosa zu Compacta zusammenwachsen und die Compliance der Gesamtstruktur des Knochens vergrößern. Dieser Übergang kann durch bruchmechanische Kennwerte charakterisiert werden.

Grundlegende Erkenntnisse wurden ex vivo in einer kombinierten Torsion-Biege-Untersuchung an tierischen Knochen und menschlichen Femora und bei klinischen Untersuchungen in vivo an Probanden und Patienten gewonnen. Die, nach Aussage der Schallemission (SE), bei den ex vivo Versuchen eingetretene Rissbildung wurde an präparierten Mikroschnitten aus den Knochenproben hinsichtlich der abgelaufenen Mechanismen überprüft. Dann wurde die ex vivo gewonnene Korrelation der SE mit den Bruchmechanismen auf Ergebnisse von in vivo Untersuchungen an Probanden übertragen. Mit dem Votum der Ethik Kommission wurden an Patienten der Philipps-Universität Marburg mittels SEA Untersuchungen sowohl zum Einfluss therapeutischer Maßnahmen auf die Festigkeit osteoporotisch veränderter Knochen als auch zur Optimierung physiotherapeutischer Maßnahmen durchgeführt.

## 2 Nachweis der Rissbildung im menschlichen Femur

### 2.1 Rissbildungsgrenze

Die Rissbildungsgrenze des menschlichen Femurs wurde zu Beginn der Untersuchungen an explantierten Knochen ermittelt [1], [2]. Dabei konnte der Nachweis erbracht werden, dass aufgrund von Burstsignalen der SE sowohl erste Rissbildung als auch die Höhe einer Vorlast oberhalb der Rissbildungsgrenze aufgrund des Kaisereffektes im Knochen charakterisiert werden kann. Erste Rissbildung tritt dort auf, wo der Sprung des Elastizitätsmoduls im Knochen am größten ist, da sich dort maximale Schubspannungen den Normalbeanspruchungen überlagern. Dieser Bereich ist der Übergang vom spongiösen Kern – Bereich 2 in Abb. 1 - zur Compacta des Knochens – Bereich 1 in Abb. 1 -. Aufgrund unterschiedlicher Knochen- und Spongiosaeigenschaften sind die bei mechanischer Beanspruchung auftretenden Schubspannungen unterschiedlich. Abb. 1 zeigt die Knochenstruktur eines gesunden und eines durch Osteoporose geschädigten Knochen im Bereich der Tibia.



**Abb. 1:** Übergang von Compacta (1) zu Spongiosa (2) –links gesunder und rechts durch Osteoporose geschädigter Knochen (beide Schnitte durch die Tibia) [3]

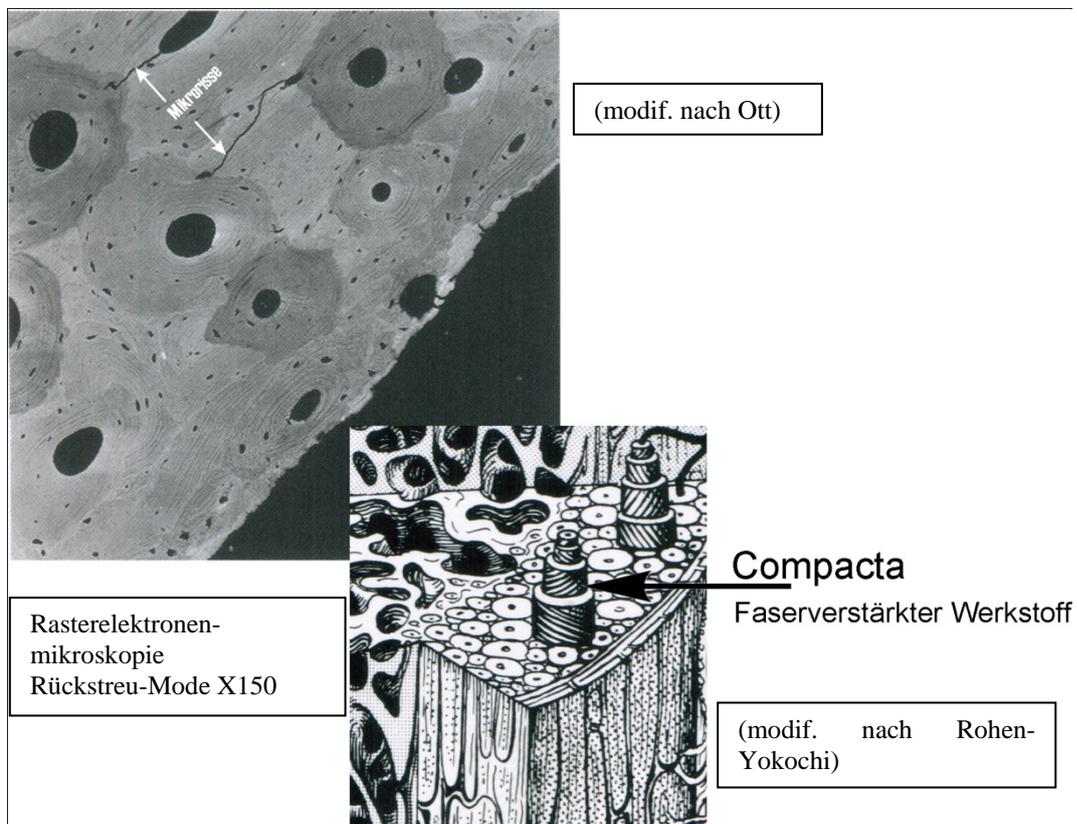
Nach umfänglicher Mikrorissbildung in diesem Bereich, kommt es in der Regel bei weiterer mechanischer Beanspruchung zum Zusammenwachsen dieser Risse und zunehmendem Rissfortschritt in der Compacta mit der Folge einer stark zunehmenden Schallintensität und Schallenergie der SE. Die Compacta ähnelt in der Struktur einem technischen Verbundwerkstoff mit Kurzfasereinlagerung, s. Abb. 2. Die Ausrichtung der Osteone ist vornehmlich in Richtung der Längsachse von Röhrenknochen orientiert. Daher ist das Femur in Längsrichtung höher belastbar als in radialer Richtung. Die täglichen Beanspruchungen eines Femurs können sich aus Biegungs-, Torsions-, Zug- und Druckbelastungen sowie Querbeanspruchungen über die Sehnenanbindungen zusammensetzen. Hinzu kommen außergewöhnliche Belastungen z. B. aus Stürzen. Das

<sup>1</sup> FRANKE R.P. et al., *Acoustic Emission Measurement System for the Orthopedical Diagnostics of the Human Femur and Knee Joint*, 26<sup>th</sup> European Conference on Acoustic Emission Testing, Berlin 2004

<sup>2</sup> SCHWALBE, H.-J., BAMFASTE, G., FRANKE, R.-P., *Nondestructive and noninvasive observation of friction and wear of human joints and of fracture initiation by acoustic emission*, Proc. Instn Mech Engrs Vol 213 Part H, 1999, 41- 48.

<sup>3</sup> RADSPIELER, H. *Mit Weltraumtechnik der Osteoporose auf der Spur! Die Knochenstrukturanalyse eröffnet neue Dimensionen in der Diagnostik der Osteoporose*, Orthopress 1998

sich einstellende Schadensbild im Femur weist auf Schubbelastungen infolge von Biege- und Torsionsbelastungen hin. Unter einer kombinierten Torsions- Biegebelastung erfolgt ein Bruch, wie er in Abb. 3 zu sehen ist.

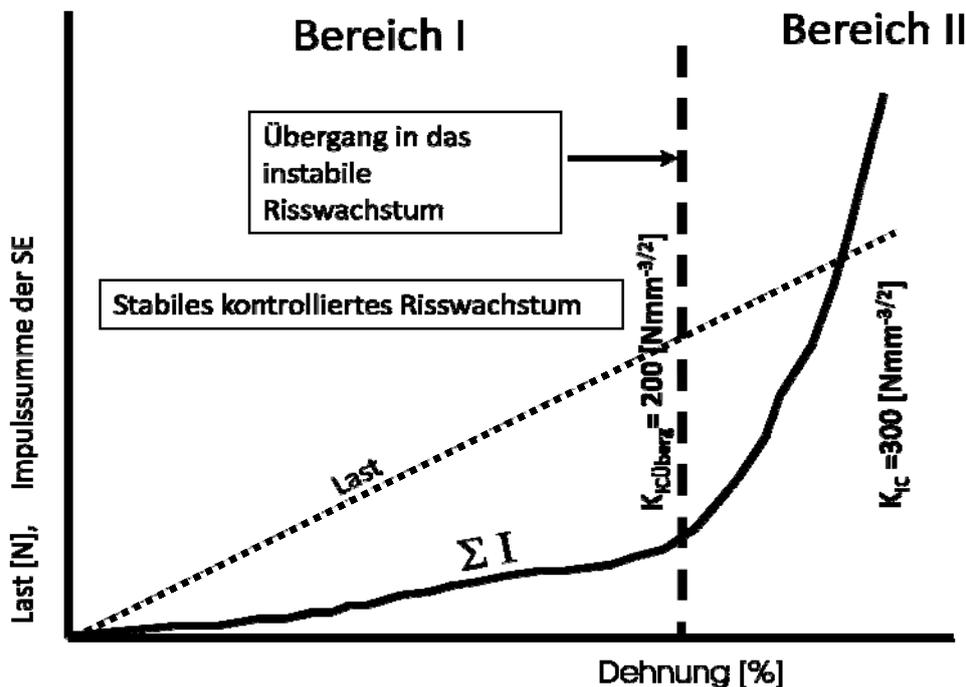


**Abb. 2:** Compactastruktur mit Osteonen



**Abb. 3:** Kombiniertes Torsions-Biegebruch eines menschlichen Femurs

Ergänzende bruchmechanische Untersuchungen haben zudem ergeben, dass der Übergang vom Mikro- zum Makrobruch durch eine Übergangs-Risszähigkeit von 66% der Risszähigkeit des individuellen Knochens charakterisiert werden kann. Die SE zusammenwachsender Mikrorisse im Übergang der Spongiosa zur Compacta und von Makrorissen in der Compacta ist durch eine deutlich höhere Impulssumme und höhere Schallenergie charakterisiert. Bei Erreichen dieses Übergangs (Bereich I zu Bereich II in Abb. 4) wird der Belastungszustand normaler täglicher Belastung per Definition überschritten. Dies wurde an explantierten Femora überprüft. In vivo-Tests werden dazu nicht durchgeführt. Ab diesem Übergang ist der Rissfortschritt von der lokal individuell abhängigen Mikrostruktur bestimmt. Da diese jedoch im Detail nicht bekannt ist, wird der Rissfortschritt als instabil definiert.



**Abb. 4:** Last und SE-Impulssumme des humanen Femurs unter kombinierter Torsions-Biegebelastung  $K_{IC}$  Risszähigkeit des Femurs bei Bruch,  $K_{IC}$  Übergang Übergang von Mikrorissbildung zu Makrorissbildung

Es besteht Konsens, dass Mikrorisse wesentliche Signale zum Erhalt der mechanischen Eigenschaften des Stützapparates – durch physiologischen Knochenumbau - des Menschen liefern. Im Gegensatz zu Maschinenteilen ist der Beginn der Rissbildung unter Last beim Femur nicht das Kriterium für die Rissbildungsgrenze. Als Kriterium und Belastungsgrenze muss daher der Übergang zum instabilen Rissfortschritt definiert werden. Der Knochenaufbau und seine mechanischen Eigenschaften sind bei jeder Person individuell unterschiedlich; somit ist auch die Rissbildungsgrenze individuell und muss bestimmt werden. Hier bietet z.Z. alleine die Schallemissionsanalyse die Möglichkeit der Bestimmung.

## 2.2 Einsatz der SEA für unterschiedliche diagnostische Aufgaben

Da das Erreichen des instabilen Risswachstums für den menschlichen Knochen individuell bestimmt werden kann, können verschiedene diagnostische Aufgaben von der SEA erfüllt werden. Neben Routineuntersuchungen zum Status der Festigkeit des Knochens bei allen Altersgruppen, kann die SEA in verschiedenen diagnostischen Bereichen eingesetzt werden. Diese sind in folgende Bereiche zu untergliedern:

## Prävention

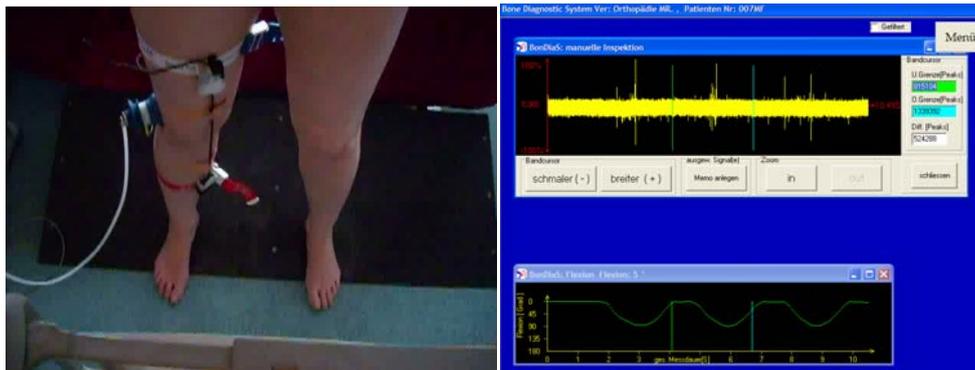
- Charakterisierung der Knochenentwicklung bei Jugendlichen,
- Status der altersabhängigen Knochenfestigkeit,
- individuelle Anpassung an die Grenzbelastung belasteter Knochen bei Einstellung und Optimierung von Trainingsgeräten und Sportgeräten (z.B. Ski-Bindungen, Optimierung der Dämpfung von Sportschuhen) und
- Überprüfung der Eignung für verschiedene Sportarten (Joggen, Fitnessstraining, Leichtathletik u.a.).

## Therapeutische Optionen

- Einsatz in der Physiotherapie zur Optimierung von Bewegungstherapie und der damit begründeten Knochenbelastung,
- Charakterisierung des Trainingseinflusses auf Knochenumbau nach einer Erkrankung und nach operativen Eingriffen,
- Charakterisierung der optimalen Einbaubedingungen von Endoprothesen im Knochen zur Verhinderung von Implantat-Lockerungen und makroskopischen Rissen im Knochen,
- Optimierung von Orthesen,
- Optimierung von Osteosynthesystemen,
- Diagnose und Behandlung von Osteoporose und
- Festlegung der vom Heilungsprozess abhängigen Belastungsgrenze eines Knochens nach einer Fraktur.

### **3 Einsatz der SEA in der Physiotherapie**

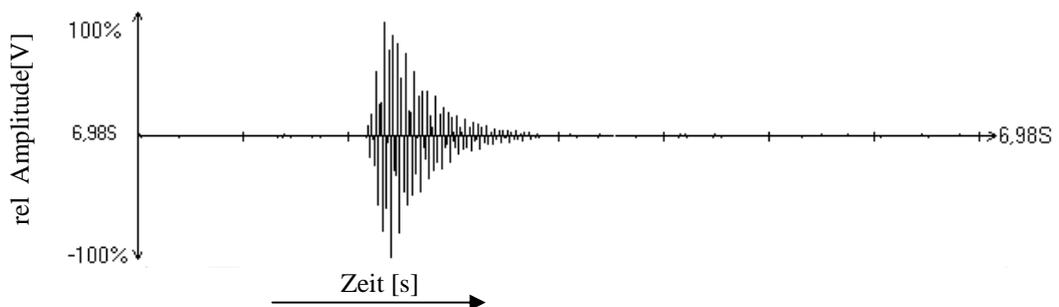
Die Bewegungen eines Menschen sind genetisch geprägt und von Erfahrungen und eventuell Krankheiten oder Unfällen modifiziert. Die Bewegungsbedingungen sind bei den meisten Menschen nicht optimal. In der Physiotherapie werden Bewegungsmuster erlernt, die auf einer gründlichen Analyse der individuellen Bewegung basieren. Hier kann die SEA wichtige Informationen liefern, die Belastung des Stützapparates bei Bewegung so zu optimieren, dass eine Überbeanspruchung der Knochen nicht erfolgt. In einer klinischen Studie wurden Patienten bei Ihrer natürlichen Bewegung im Rahmen von Kniebeugen mit dem Ziel der tribologischen Charakterisierung der Kniegelenke untersucht. Abb. 5 zeigt auf der linken Bildhälfte die Instrumentierung des SE-Messsystems am Knie einer Patientin. Bei dieser Untersuchung wurde neben der Gelenkreibung auch die Rissbildung des Femurs mit überwacht. Neben dem Schallaufnehmer ist ein Beugungssensor angebracht, um die SE winkelabhängig erfassen und bewerten zu können. Aus der Winkellage kann aus den geometrischen Größen und dem Körpergewicht die Belastung abgeschätzt werden. Eine genaue Bestimmung der Belastung ist aufgrund individuell unterschiedlicher Muskel- und Sehnenanbindung und der nicht erfolgten Lokalisation der Schallquellen im Femur nicht möglich.



**Abb. 5:** Kniebeuge zur Bestimmung des Knochenstatus

Auf der rechten Seite von Abb. 5 ist oben die Schallemission während der gesamten Prüfdauer von 10 Sekunden und unten der Bewegungsverlauf mit Hilfe des Beugungswinkels dargestellt. Rissbildungsereignisse sind bezüglich des Beugungswinkels bei den Beugungen nicht reproduzierbar. Einerseits können Beugungen nicht wirklich reproduzierbar ausgeführt werden und andererseits ist die Mikrostruktur im Rissgrund bei anisotropen inhomogenen Materialien nicht konstant. Der Kaisereffekt ist bei einer in vivo Untersuchung in der Regel nicht erkennbar. Dies mag einerseits mit den ungenauen Bestimmungen der Belastungssituation, andererseits mit dem lebenden biologischen Knochenmaterial zusammenzuhängen, das unvermittelt nach einer Schädigung durch Mikrorissbildung Prozesse der Wundheilung (z.B. Ödembildung) und der inneren Lastumleitung einleitet. Die Häufigkeit der Burstsignale bei aufeinander folgenden Kniebeugen ist jedoch ein eindeutiges Indiz für Rissbildung und deren Umfang.

Ein im Rahmen der oben beschriebenen Prüfung bei Rissbildung emittiertes Burstsignal wird in Abb. 6 in höherer zeitlicher Auflösung dargestellt. Es unterscheidet sich deutlich von den Reibgeräuschen im Kniegelenk.



**Abb. 6:** Burstsignal bei der Kniebeuge

Durch Verlagerung der Belastungen, beispielsweise durch Schuheinlagen und Orthesen, andere Fußstellungswinkel oder durch schräge Unterlagen, kann der winkelabhängige Verlauf der Schallemission beeinflusst werden. Daraus können nun Maßnahmen für eine Reduzierung der Belastung ermittelt werden.

#### **4 Bestimmung altersabhängiger Knochenfestigkeit**

In einer Folge von drei Kniebeugen innerhalb von 10 Sekunden wird der Status des Kniegelenks und des Femurs erfasst. Die im Abschnitt 2 beschriebene Vorgehensweise wird übernommen.

Die Belastung bei den Kniebeugen wird bestimmt durch die individuelle Bewegung - Geschwindigkeit, Beschleunigungen und Bewegungsmuster mit individuellen Bewegungseinschränkungen -, durch Gewicht und Trainingszustand der Person, durch Alter und durch individuelle Knochenstruktur. Die SE informiert über Rissbildungserscheinungen bei Kniebeugen, die einerseits nicht risskritische Belastungen erzeugen, andererseits aber ein Belastungsniveau darstellen, bei dem beginnende Mikrorissbildung auftreten kann. Dies wird altersabhängig häufiger bei älteren Patienten / Probanden und weniger häufig bei jüngeren beobachtet. Zur quantitativen Beschreibung der altersabhängigen Knochenfestigkeit ist eine Standardisierung der Prüfung notwendig. Diese wird derzeit entwickelt.

## **5 Zusammenfassung**

Die SEA beschreibt die Rissbildungsmechanismen im menschlichen Femur und charakterisiert ergänzend die individuellen Grenzbelastungen. Dazu werden individuell angepasste Beanspruchungen in Form von Kniebeugen zugrundegelegt. Überbeanspruchungen können durch eine Begrenzung des Mikrorissbereiches vermieden werden. Daher ist die SEA für die diagnostische Analyse des Festigkeitsstatus im Femur geeignet.