

# Ein neuartiges piezo-akustisches Sensorsystem für die in-vivo-Diagnose der Lockerung von Hüftendoprothesen

Cathérine Ruther<sup>1</sup>, Hartmut Ewald<sup>2</sup>, Hannes Nierath<sup>2</sup>, Wolfram Mittelmeier<sup>1</sup>, Rainer Bader<sup>1</sup> und Daniel Kluess<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Forschungslabor für Biomechanik und Implantattechnologie der Orthopädischen Klinik und Poliklinik, Universität Rostock, catherine.ruther@med.uni-rostock.de

<sup>2</sup>Institut für Allgemeine Elektrotechnik, Universität Rostock

## Einleitung

Mit einer Häufigkeit von 75 % ist die aseptische Lockerung der Hauptgrund für einen Hüftendoprothesenwechsel [1]. Derzeit wird die aseptische Lockerung von unazementierten Hüftendoprothesen vorwiegend anhand von Röntgenbildern und klinischer Symptomatik diagnostiziert. Aufgrund schlechter Spezifitäten und Sensitivitäten zwischen 50 und 80 % ist eine präzise Aussage über den Zustand der Osseointegration der Hüftendoprothese nicht möglich [2]. Aus diesem Grund besteht das Risiko, einen Hüftendoprothesenwechsel an einer tatsächlich fest verankerten Hüftendoprothese durchzuführen und damit die hohe Wahrscheinlichkeit einer unnötigen Revisionsoperation. Diese Tatsache stellt den Bedarf an eine neue Methode dar, welche eine sichere Diagnose der aseptischen Lockerung ermöglicht. Dafür wird ein neues Sensorsystem vorgestellt, welches für eine in-vivo Diagnose in den Hüftendoprothesenstiel integriert wird.

## Methoden und Materialien

Das vorgestellte Konzept zur Diagnose der aseptischen Lockerung der Hüftendoprothese basiert auf der Membran-Schwingungs-Theorie. Die Hüftendoprothese wird dazu mit integrierten Membranen gefertigt, welche mittels geeigneter Piezoquarze über den reziproken piezoelektrischen Effekt (Ultraschall) angeregt werden (Abb.1). Die Anregung der Membran hat eine Transmission der Schwingungen in das umliegende Gewebe zur Folge. Der Unterschied in den zurückgekoppelten Schwingungen ermöglicht die Diagnose der aseptischen Lockerung.

Die Transmission longitudinaler Membranschwingungen hängt von der Differenz der akustischen Impedanz des anliegenden Gewebes ab. Eine Weichgewebeschicht oder Körperflüssigkeit auf der externen Seite der Membran entspricht der aseptischen Lockerung. Diese führt zu einer geringeren Schwingungsübertragung und damit zu einer geringeren Dämpfung, welche durch den großen Impedanzunterschied zwischen der Titanlegierung ( $20 \text{ MNs/m}^3$ ) und der Körperflüssigkeit ( $1,5 \text{ MNs/m}^3$ ) verursacht wird. Eine vollständige Osseointegration ( $3 \text{ MNs/m}^3$ ) der Membran der Hüftendoprothese resultiert in einem geringen Unterschied zwischen den Impedanzen. Schwingungen werden daraufhin durch die Transmission größtenteils übertragen und es folgt ein starkes Abklingen der Membranschwingungen. Hohe Dämpfung signalisiert folglich einen festen Sitz der Hüftendoprothese im Femur.

Für die Umsetzung im Implantat ist für das Anregen und Auslesen des Schwingers eine induktive Kopplung und Datentelemetrie vorgesehen, wobei eine Spule in die Hüftendoprothese zu integrieren ist.

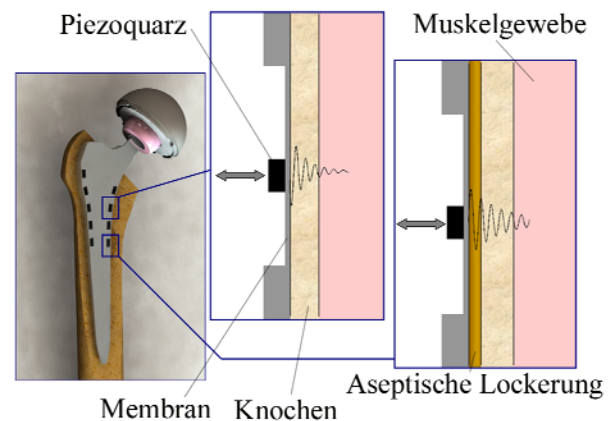


Abb. 1: Prinzip des Sensorsystems für die Diagnose einer aseptischen Lockerung in Hüftendoprothesen

Dieses Prinzip wurde an Funktionsmustern im Laborversuch geprüft (Abb.2). Dazu wurde eine Einspannvorrichtung für eine Titanmembran aus nicht magnetisierbarem Material erstellt. Es erfolgte eine gleichmäßige Vorspannung der Membran über acht Schrauben, um unmetrische Schwingungen zu vermeiden. Ein Piezoquarz für longitudinale Schwingungen mit einer Serienresonanz von 250 kHz wurde in die Mitte der Membran geklebt. Der elektrische Impuls einer externen Spule sorgte für die Schwingungsanregung des Piezoquarzes in der entsprechenden Eigenfrequenz.

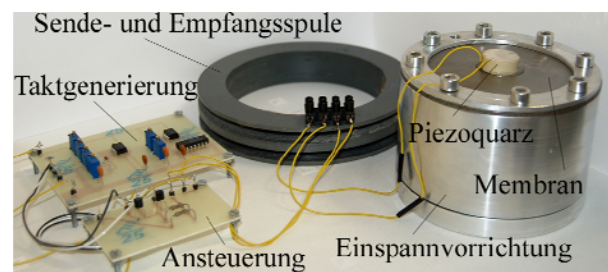
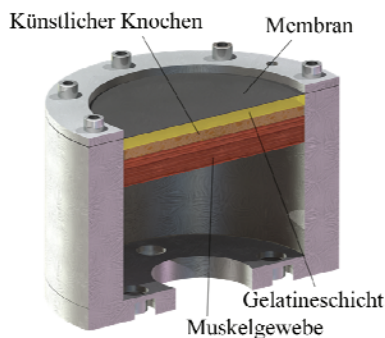


Abb. 2: Versuchsaufbau

In einem ersten Experiment wurde die Transmission, welche von den an der Membran anliegenden Schichten abhängt, beurteilt. Dazu wurden verschiedene Gewebeschichten an der Membran angebracht, um auf diese Wei-

se verschiedene Lockerungszustände zu simulieren. Als Knochenersatz wurden zwei künstliche Knochen unterschiedlicher Dichte (Spongiosa ( $0,23 \text{ MNs/m}^3$ ) und Kortikalis ( $0,34 \text{ MNs/m}^3$ )) mit einer Dicke von 4 mm in trockenem Zustand an die Membran geklebt (Abb.3). Weiterhin wurden zur Prüfung der Empfindlichkeit des Systems zwei unterschiedliche Lockerungsstadien nachgestellt: Die frühe Lockerung mit einer Gelatineschicht von 0,3 mm ( $1,0 \text{ MNs/m}^3$ ) und eine fortgeschrittene Lockerung mit einer Gelatineschicht von 2 mm ( $1,3 \text{ MNs/m}^3$ ). Eine direkt an der Membran angebrachte Knochen-schicht repräsentierte die vollständige Osseointegration der Hüftendoprothese. Der verwendete Kunstknochen weist eine wesentlich geringere Impedanz auf als realer Knochen. Dadurch wird in den Versuchen eine geringere Dämpfung mit einer höheren Amplitude im Frequenzspektrum im Vergleich zum Lockerungszustand erwartet. Um den Weichgewebeeinfluss zu untersuchen wurde zusätzlich eine Muskelgewebeschiicht unter den künstlichen Knochen geklebt.



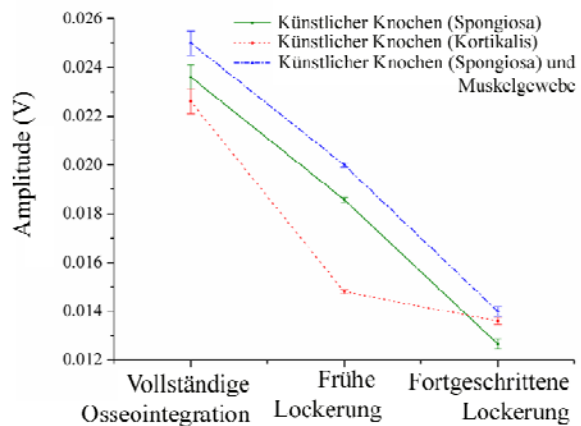
**Abb. 3:** Querschnitt des Versuchsaufbaus mit unterschiedlichen Materialschichten

Die Schwingungsanregung und die Detektion erfolgten über die induktive Kopplung zweier Luftspulen. Für die Aufnahme der Schwingungen wurde ein Labview Programm (NI 9.0, TX, USA) entwickelt. Jeder Versuch wurde neunmal wiederholt.

## Ergebnisse

Die Detektion des Schwingungssignals des Piezoquarzes zeigt Unterschiede zwischen den einzelnen Lockerungsstadien bei der Betrachtung der Amplituden im Frequenzspektrum mit sehr geringen Standardabweichungen (Abb. 4). Bei einer simulierten vollständigen Osseointegration zeigten sich nahezu doppelt so hohe Amplituden wie bei einer fortgeschrittenen Lockerung.

Weiterhin wurde der Dämpfungskoeffizient der Schwingung im Zeitsignal ausgewertet. Der gemessene Dämpfungskoeffizient war mit einer hohen Standardabweichung behaftet. Es ließ sich jedoch bei zunehmender Dicke der Lockerungsschicht keine eindeutige Korrelation feststellen.



**Abb. 4:** Ergebnisse der Versuche an den Funktionsmustern. Die Ergebnisse sind dargestellt als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung

## Diskussion

In den durchgeführten Versuchen wurde gezeigt, dass die Schwingungsanregung einer Membran durch einen Piezoquarz Informationen über den Verankerungszustand der Hüftendoprothese im Femur liefern kann. Damit wurde bewiesen, dass der Energieeintrag von der Transmission der Schallwellen abhängt. Durch den höheren Impedanzunterschied zwischen Titanlegierung und künstlichen Knochen nimmt die Amplitude im Frequenzspektrum mit zunehmender Transmission bei fortschreitender Lockerung ab. Weiterhin wurde nachgewiesen, dass Muskelgewebeschiichten einen Einfluss auf die Messungen haben können. Aufgrund der geringen Impedanz des künstlichen Knochens soll für weitere Versuche tierischer Knochen zum Einsatz kommen, da der künstliche Knochen keinen Flüssigkeitsanteil vorweist, was die akustische Kopplung negativ beeinträchtigt. Insgesamt bestätigen die durchgeführten Versuche die grundsätzliche Machbarkeit des neuen Sensorsystems. Langfristig kann der vorgestellte Sensor auch bei der Prüfung der Osseointegration von Implantatbeschichtungen und neuen Implantatmaterialien Anwendung finden.

## Schlussfolgerungen

In dieser Arbeit wurde eine neue Messmethode für die in-vivo Diagnose der Hüftendoprothesenlockerung vorgestellt, welche in ersten Versuchen vielversprechende Ergebnisse zeigt. Weiterfolgende Forschungsarbeiten konzentrieren sich auf die Implementierung von Piezoquarzen in Hüftendoprothesen.

## Literatur

- [1] Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Soderman P. 2002. The swedish total hip replacement register. J Bone Joint Surg Am, 84, pp. 2-20
- [2] Temmerman OP, Raijmakers PG, Berkhof J, et al. 2005. Accuracy of diagnostic imaging techniques in the diagnosis of aseptic loosening of the femoral component of a hip prosthesis. J Bone Joint Surg, 87, pp. 781-785.