

**10. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
29. bis 30. März 2012 in Aachen**



**„Mechanisch- akustisches Sensorsystem für die in-vivo
Diagnose der Lockerung von Hüftendoprothesen“**

Ulrich Timm, Hannes Nierath, Hartmut Ewald
Institut für Allgemeine Elektrotechnik, Universität Rostock, Rostock, Deutschland
E-Mail: ulrich.timm@uni-rostock.de

Cathérine Ruther, Daniel Kluess, Rainer Bader, Wolfram Mittelmeier
Forschungslabor für Biomechanik und Implantattechnologie der Orthopädischen Klinik und
Poliklinik, Universität Rostock, Rostock, Deutschland

Copyright: VDI Verlag GmbH
Band: Fortschritt-Bericht VDI Reihe 17 Nr. 286 „Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin“
Editors: Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt, Prof. Dr.-Ing. Dirk Abel, Prof. Dr.-
Ing. Klaus Radermacher, Christian Brendle, Henry Arenbeck, Kurt Gerlach-
Hahn, Kirska Dannenberg
ISBN: 978-3-18-328617-1
Pages: 38-39

Mechanisch- akustisches Sensorsystem für die in-vivo Diagnose der Lockerung von Hüftendoprothesen

Ulrich Timm¹, Hannes Nierath¹, Hartmut Ewald¹, Cathérine Ruther², Daniel Kluess², Rainer Bader², Wolfram Mittelmeier²

¹Institut für Allgemeine Elektrotechnik, Universität Rostock

²Forschungslabor für Biomechanik und Implantattechnologie der Orthopädischen Klinik und Poliklinik, Universität Rostock

Kontakt: ulrich.timm@uni-rostock.de

Einleitung

Aufgrund der steigenden Lebenserwartung der Menschen und der damit verbundenen Zunahme an primären und sekundären Arthrosen ist ein Zuwachs an Gelenkersatzoperationen zu verzeichnen. Allein in Deutschland wurden im Jahr 2005 rund 200.000 Hüftendoprothesen implantiert während es im Jahr 2000 noch 135.000 Operationen waren [1]. Die aseptische und die septische Lockerung sind Hauptgründe für einen Hüftendoprothesenwechsel [2], wobei der höchste Anteil mit 75% auf die aseptische Lockerung zurückzuführen ist.

Ein Diagnoseverfahren, welches eine gelockerte Hüftendoprothese mit 100%iger Sicherheit identifiziert existiert nicht [3]. Derzeit wird anhand von Röntgenbildern und klinischer Symptomatik diagnostiziert. Daraus resultierend kann es zu einer unnötigen Revisionsoperation von einer noch fest verankerten Prothese kommen. Eine ebenfalls zu spät erkannte Implantatlockerung kann eine Zerstörung von Knochenmaterial nach sich ziehen, was zu Komplikationen bei der Fixierung von neuen Prothesen führt. Diese Probleme zeigen den Bedarf für eine neue genauere Methode zur Diagnose der aseptischen Lockerung auf. Das hier vorgestellte neuartige Sensorsystem ermöglicht eine in-vivo Detektion des Lockerungszustandes von Hüftendoprothesen.

Methoden und Materialien

Das neue Konzept zur Detektion der aseptischen Lockerung basiert auf einer mechanisch-akustischen Methode. Dabei lässt sich durch die Analyse der Schallwellen direkt auf die strukturelle und funktionelle Kopplung zwischen dem Oberschenkelknochen und dem Implantat schließen. Die Schallwellen werden durch einen mechanischen Oszillator innerhalb des Implantats generiert. Der Aktor selbst besteht aus Titan (Ti6Al4V) welcher im Innern eine Stahlfeder beinhaltet, an dessen Ende eine ferromagnetische Kugel befestigt ist (Abb. 1). Der Oszillator wird durch ein Magnetfeld einer extrakorporalen Spule ange-regt. Sowohl die Ansteuerung als auch die Auswertung des Körperschall –bzw. Luftschallmikrophons basiert auf einem Embedded System der Firma National Instruments.

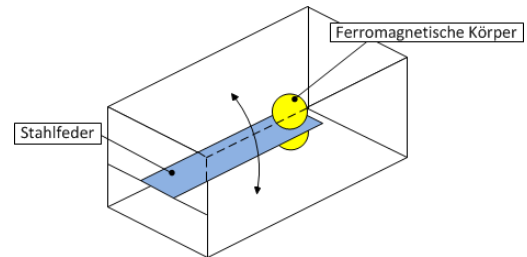


Abb. 1: Aufbau des Aktors

Dieses System besteht sowohl aus einem Field Programmable Gate Array (FPGA), der für die Hardwarenahe Steuerung zuständig ist, als auch einem 400MHz Freescale Prozessor, der komplexe Echtzeitauswertungen ermöglicht. In Abbildung 2 ist eine Übersicht des Systems dargestellt.

Die Rohdaten der Sensorik werden von einem 16bit A/D-Wandler mit einer Samplerate von 250kHz abgetastet und auf einem internen nichtflüchtigen Speicher von 256MB abgelegt.

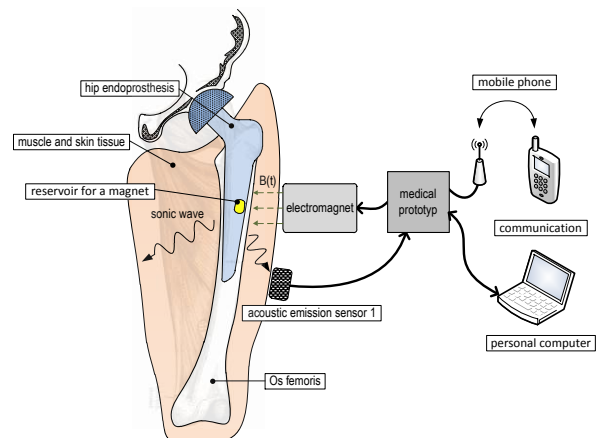


Abb. 2: Überblick über das Sensorsystem

Die Bedienung des Systems kann auf verschiedene Weisen erfolgen. Zum einen hat der Benutzer die Möglichkeit über einen Touchscreen die Parameter des Systems zu variieren, Messungen zu starten und zu speichern. Des Weiteren besteht auch die Option, diese Einstellungen mittels eines Mobiltelefons oder einem herkömmlichen Webbrowser vorzunehmen und die Daten der Messungen zu übertragen.

Eine Validierung des Systems erfolgte zunächst in Laborexperimenten, bei welchen der menschliche Beinaufbau durch Verwendung eines Vorderbeins vom Schwein, mit Ulna und Radius, nachempfunden wurde. Da die Schichtung von Fett, Gewebe, Knochen und Wasser der Komplexität des Menschen ähnelt und somit viele akustische Kopplungsschichten bietet, sind die Ergebnisse auf den Menschen übertragbar. Der Aktor selbst wird dabei in die distale Ulna des Vorderbeins eingebracht und durch Variation der Verankerung des Aktors kann dadurch der Lockerungszustand simuliert werden, was in Abbildung 3 dargestellt ist.

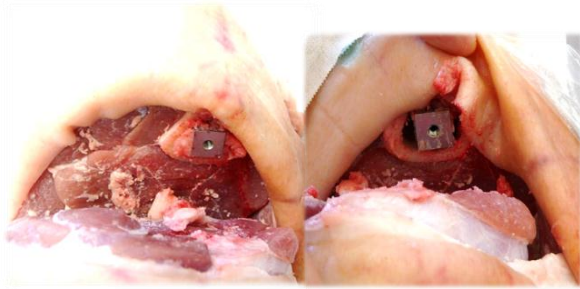


Abb. 3: Experimentelle Überprüfung des Lockerungszustandes, Zustand: links=fest, rechts= locker

Ergebnisse

In Abbildung 4 sind die Signalverläufe für die beiden Lockerungszustände „fest“ und „locker“ dargestellt.

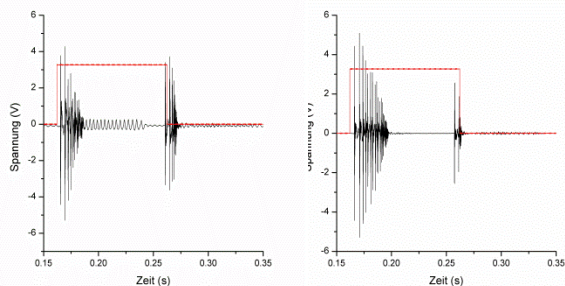


Abb. 4: Darstellung des Signalverlaufs im Zeitbereich (links fest, rechts locker)

In den Signalverläufen ist das Anschlagen der Kugel gegen die Wände des Aktors zu beobachten, wobei festzustellen ist, dass die Stärke des Aufpralls an beiden Seiten unterschiedlich ist. Es ist anzumerken, dass die Feder sich zu einer Seite schwerer auslenken ließ als zu der anderen, was auf die Kontaktierung des Schwingers an den Probekörper zurückzuführen war. Ebenfalls gut zu erkennen ist die Abnahme der Dämpfung des Signals bei Lockerung durch die reduzierte Deformationsenergie. Eine Fourier Analyse (FFT) gibt weiterhin Aufschluss über das Frequenzverhalten, welches in Abbildung 5 dargestellt ist. Darin zu erkennen ist die starke Abnahme höherer Frequenzen.

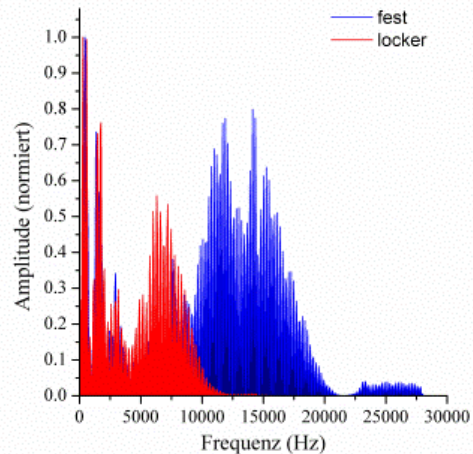


Abb. 5: Frequenzanalyse bei festem und lockerem Sitz des Probekörpers

Diskussion und Zusammenfassung

Die Versuche zeigen, dass sich die Lockerungszustände messtechnisch unterscheiden lassen. Es muss jedoch darauf hingewiesen werden, dass sich bei realen Endoprothesen die periprothetische Membran, welche an das Implantat angrenzt im Falle der Lockerung vergrößert. In dargestelltem Testaufbau wurde dieser Aspekt nicht berücksichtigt. Somit reduzierte sich die Schallkopplung des Probekörpers am umliegenden Knochengewebe, was das vollständige Verschwinden höherer Frequenzen beim gelockerten Aktor erklärt.

Der nächste Schritt umfasst Tierversuche. Hierbei wird das Einwachsen der Aktoren beobachtet, um Rückschlüsse auf den Kopplungszustand des Implantats zu schließen.

Literatur

- [1] BQS Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung GmbH. BQS-Qualitätsreport 2006. Online publiziert unter <http://www.bqs-qualitaetsreport.de>
- [2] 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
- [3] Ruther C., Ewald H., Mittelmeier W., Bader R, Kluess D.: *Localization of uncemented femoral hip stem loosening with a novel in-vivo sensor system*. Proceedings of IFMBE, 31 (2010) pp. 620-623, Springer
- [4] Temmerman OP, Raijmakers PG, Berkhof J, et al.: *Accuracy of diagnostic imaging techniques in the diagnosis of aseptic loosening of the femoral component of a hip prosthesis*. Journal Bone Joint Surg, 87 (2005) pp. 781-785.

Danksagung

Die Verfasser danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DK2327/1 und EW26/5) für die Unterstützung dieser wissenschaftlichen Arbeit.