

U. Schmidbauer, T. Brendel, K.-G. Kunze, M. Nietert, H., Ecke†

Klinik und Poliklinik für Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Gießen (komm. Leiter: Prof. Dr. K. Kunze), und Fachhochschule Gießen, Biomechanik Labor (Leiter: Prof. Dr. -Ing. M. Nietert)

Dynamische Kräftermessung bei der Implantation von Total-Endoprothesen des Hüftgelenkes

Diese Untersuchung beschäftigt sich mit der dynamischen Kräftermessung beim Aufraspeln des Femurschaftes zur Implantation einer Endoprothese. Durch eine aufwendige Meßanordnung, bestehend aus Kraftnehmern auf DMS-Basis, einem digitalen Meßverstärkersystem und einem Personal Computer, wurde dies ermöglicht. Es wurden die Dehnung des Knochens beim Aufraspeln des Femurschaftes gemessen, sowie die Kräfte beim Einschlagen der Raspel. Die bitrochantere Endoprothese nach Ecke als Beispiel für eine zementlose Press-fit-Endoprothese wurde implantiert. Es zeigten sich zu Beginn des Einschlagvorganges Aufdehnungen im Bereich des Trochanter major und minor und bei Festsitzen der Raspel im medialen distalen Prothesenbereich eine Aufdehnung des Knochens, gefolgt von einem Zug im lateralen Bereich mit einer Zeitverzögerung von 3 ms. Fissuren traten beim Implantationsvorgang bei fünf von zehn Femora auf. Schaftspregungen wurden provoziert und lagen jedesmal ventral zwischen Trochanter major und minor. Diese Messungen sind von Bedeutung zur Verbesserung der Operationstechniken sowie zur Bestimmung des Kräfteflusses innerhalb des Femurs bei liegender Endoprothese.

Experimental determination of the forces during the rasping process of the femoral shaft

The forces within the femoral shaft have been studied in preparation for the total hip replacement. The experimental device consisted of a personal computer connected with a digital enhanced measurement system which converted the data, that was received from the strain gauges, mounted on the femur. The bitrochanter hip replacement designed by Ecke was used as an example of a press fit endoprosthesis which is anchored cementless. It was implanted in femora of cadavers. The results showed an extension of the femur at first within the intertrochanteric region, and as the rasp was further implanted, it showed at the distal end of the rasp a medial extension and a lateral traction with a delay of 3 ms, proving that it was a result of a medullary extension. The maximum forces applied with the metal hammer were 3500 N. Fractures and fissures were provoked and the result showed that they were mostly due to a misplacement of the rasp.

Einleitung

Bei der Implantation von Total-Endoprothesen steht die formschlüssige Präparation des knöchernen Femurköchers im Mittelpunkt, um einen festen Sitz der Endoprothese im proximalen Femur zu gewährleisten.

Jeder Hüftoperateur kennt das Problem der Sprengung des Femurschaftes. Eine schonende Operationstechnik ist notwendig, um 1. einen guten Sitz des Implantates zu gewährleisten, 2. Schaftspregungen zu vermeiden, 3. einen Implantatwechsel zu ermöglichen, 4. bei der Präparation des Schaftes das Knochenbett nicht zu zerstören, so daß ein bony ingrowth der Prothese stattfinden kann.

Diese Arbeit wurde aus Mitteln des DFG unterstützt.

Eingang des Manuskripts: 23. 10. 1992.

Annahme des Manuskripts: 23. 10. 1992.

Diese Arbeit zeigte erstmals dynamische Messungen beim Einschlagvorgang der Raspel. Es wurden die Aufdehnungen des Knochens im Verhältnis zur

Schlagkraft gemessen. Wir verwendeten in unserer Versuchsreihe als Beispiel einer sogenannten Press-fit-Endoprothese die bitrochantere Prothese nach Ecke. Im Rahmen eines von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) gestützten Forschungsprojektes entwickelten wir gemeinsam mit der Fachhochschule Gießen/Friedberg einen Versuchsaufbau zur Messung der dynamischen Kräfte maxima.

Die bitrochantere Hüftendoprothese nach Ecke paßt sich der Markhöhle des proximalen Femurs an. Diese Prothese wird zementlos implantiert. Sie hat eine dem pertrochanteren Raum entsprechende Schulter eingearbeitet, die sich mit ihrer höchsten Erhebung im Bereich des Trochanter minor festsetzt. Die zu jeder Prothesengröße gehörende Raspel entspricht der Prothese in der Form.

Methode

Versuchsaufbau

Die am Knochen auftretenden Dehnungen wurden zeitabhängig dynamisch mittels an der Oberfläche aufgebrachter Dehnungsmeßstreifen (DMS) bestimmt. Die Meßsignale wurden mit Hilfe eines digitalen Meßverstärkersystems aufgenommen, verstärkt und umgewandelt an den Personal Computer weitergegeben. Mit dem digitalen Meßverstärkersystem (Digital-Micro-Computer [DMC] 9012 A) der Firma HBM wurden insgesamt acht Meßsignale erfaßt, ein Kanal für den Meßhammer und sieben für die auf den Femur aufgeklebten Dehnungsmeßstreifen. In Versuchsreihen wurden verschiedene DMS-Rosetten sowie Halb- und Viertelbrücken verwendet. Da nur die Querdehnung des Femurs für den Versuch von Bedeutung war, entschlossen wir uns zu DMS-Viertelbrücken der Größe 120 1/1000 Zoll, um eine schnelle Meßerfassung zu gewährleisten. Diese erwiesen sich auch von seiten des Handlings und der Wärmeableitung als gut geeignet.

Um die schnellen Signalverläufe meßtechnisch erfassen zu können, wurden die Einschubkarten DMV 55 verwendet. Mit einer Grenzfrequenz von 2 kHz und einer Meßrate von 4800 Messungen/s gewährleistete das System eine sichere Erfassung der Dehnung bzw. der Hammerkräfte, was von besonderer Bedeutung war für die Aufnahme der steilen Signalanstiege beim Auftreten des Metallhammers auf der metallenen Raspel.

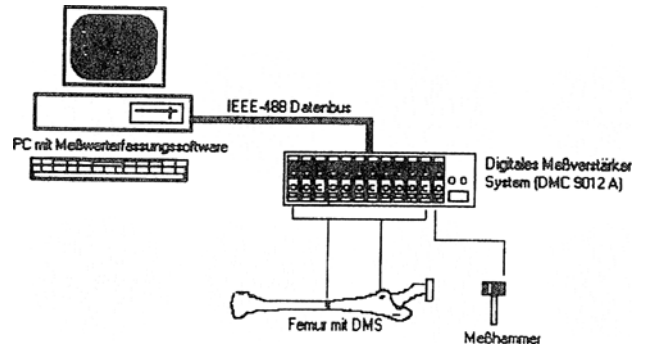


Abbildung 1. Zeichnung der Meßeinrichtung.

Als Meßwertersfassungssoftware wurde das für dieses Projekt entwickelte Programm Schnelles Meßwertersfassungssystem (SMES) verwendet. Das Programm übermittelte die Bedienung des Meßverstärkers DMC 9012 A sowie eine graphische Darstellung der Meßdaten. Die nur zehn Millisekunden dauernde Messung wurde durch den Hammerschlag ausgelöst. Um einen kontinuierlichen Verlauf der Meßreihe zu erhalten, wurden die Meßdaten nach dem Schlag vom Programm sofort gespeichert und die Meßeinrichtung auf die nächste Messung vorbereitet. So konnte der nächste Schlag mit einer Verzögerung von einer Sekunde durchgeführt und gemessen werden.

Die Schlagkraft wurde mittels eines speziell konstruierten Hammers bestimmt.

Die Vorversuche zur Installation der Meßeinrichtung wurden am Kunststoffnormfemur durchgeführt, die Versuchsreihe wurde an Leichenfemora durchgeführt.

C. Kranz entwickelte den Kunststoffnormfemur für biomechanische Untersuchungen, welcher industriell hergestellt wird. Anatomisch und mechanisch entspricht der Kunststoffnormfemur einem linken menschlichen Femur [5].

Versuchsablauf

Es wurden bisher Versuche an zehn Leichenfemora durchgeführt. Diese wurden in der intraoperativ üblichen Weise in der Linea intertrochanterica abgesetzt und mit dem Kastenmeißel der Markraum eröffnet. Anschließend wurde die kleinste 9-mm-Raspel ohne Ausformung des Intertrochantärtraumes eingeschlagen. Die bitrochantere 9-mm-Raspel wurde von Hand soweit möglich eingeführt. Der Vorgang des Einschlagens dieser Raspel wurde nun gemessen. Je nach

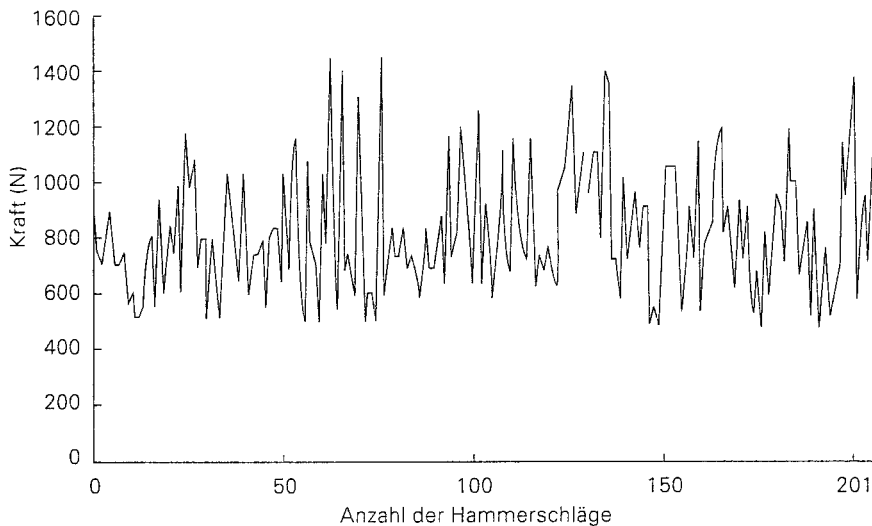


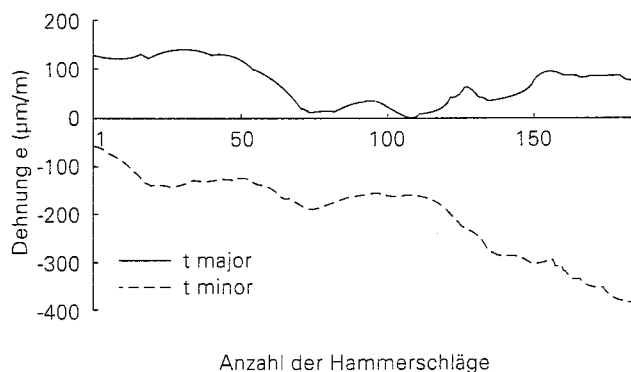
Abbildung 2. Spitzenkräfte an der Hammerfläche.

Größe des Femurs wurde in derselben Weise mit der 10-mm-Raspel und gegebenenfalls mit der 14-mm-Raspel verfahren. In 60 bis 250 Schlägen war die Raspel bis zur Linea intertrochanterica im Femur, und es konnte die Prothese eingesetzt werden. Der korrekte Sitz der Prothese wurde röntgenologisch kontrolliert und dokumentiert.

Erste Meßergebnisse am typischen Beispiel eines Kurvenverlaufs beim Einschlagen der Raspel in einen Leichenfemur siehe Abbildungen 2 bis 5.

Ergebnisse

Die Hammerkräfte variierten zwischen 500 und 1600 N, bei anderen Femora verzeichneten wir bis zu 3500 N. Die Spitzenwerte der Dehnung am Trochanter major und minor zeigten Werte bis zu 150 $\mu\text{m}/\text{m}$ am Trochanter major als Zeichen der Dehnung, am Trochanter minor $-350 \mu\text{m}/\text{m}$ als Zeichen einer Zugkraft. In bezug zur Zeit ließ sich eine anfängliche Dehnung des Knochens am Trochanter major verdeutlichen,



welche sich später auf den Trochanter minor verlagerte. Diese Aufdehnung im proximalen Femur war besonders ausgeprägt, da die Raspeln für die bitrochantere Endoprothese schaftanalog an den pertrochanteren Innenraum geformt sind. Am distalen Ende der Raspel zeigte sich medial eine Dehnung des Knochens, gefolgt von einem Zug im lateralen Bereich mit einer zeitlichen Verzögerung um 3 ms, welche deutlich macht, daß es sich um einen Druck/Zug von seiten des Markraumes handeln muß.

Die Kräfitemaxima beim Einschlagen der Raspel lagen bei 3500 N. Eine Aufdehnung des Knochens distal ließ sich erst bei festem Sitz der Raspel aufzeichnen.

Fissuren und Schaftsprengungen wurden innerhalb der Versuchsreihe provoziert und zeigten bisher, daß es sich um ein Auflaufen der Raspel auf die Kortikalis insbesondere im Bereich des Trochanter minor bzw. eine Fehllage der Raspel handelte.

Diskussion

Bisher gab es keine Untersuchungen zur Feststellung der Aufdehnung des Knochens beim Einschlagvorgang der Raspel im Rahmen der Implantation der totalen Endoprothese des Hüftgelenks.

Es waren zwischen 60 und 250 Schläge notwendig zur Präparation des Femurköchers, um die passende

Abbildung 3. Spitzenwerte der Dehnung am Trochanter major und minor.

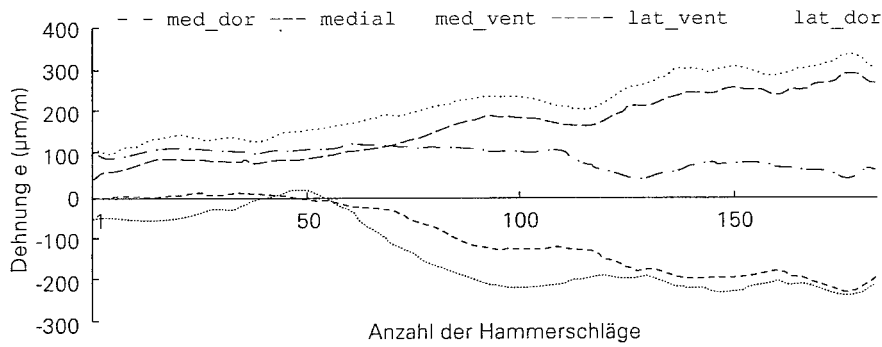


Abbildung 4. Spitzenwerte der Dehnung am distalen Prothesenende.

Endoprothese zu implantieren, abhängig von Geschlecht und Alter des Femurknochens.

Im Gegensatz zu von Issendorf et al. [2] wurde von uns die Aufdehnung des Knochens und nicht die Gleitreibungskraft gemessen als Maß für die notwendigen Kräfte zur Präparation des Knochens und zur Interpretation der Kräfte, die für eine Sprengung des Knochens notwendig sind.

Ergebnisse

Folgende Feststellungen lassen sich aus diesen Untersuchungen herleiten:

1. Aufdehnungen des Knochens ließen sich erst bei Festsitzen der Raspel feststellen, wobei es sich immer korrelierend um einen Druck auf der einen Seite, gefolgt von einem Zug auf der anderen Seite je nach Lage der Raspel handelte.
2. Schaftsprengungen wurden in unserer Versuchsreihe provoziert und lagen immer zwischen Trochanter major und minor ventral im Bereich der dünnsten Knochenschicht. Diese Fissuren und

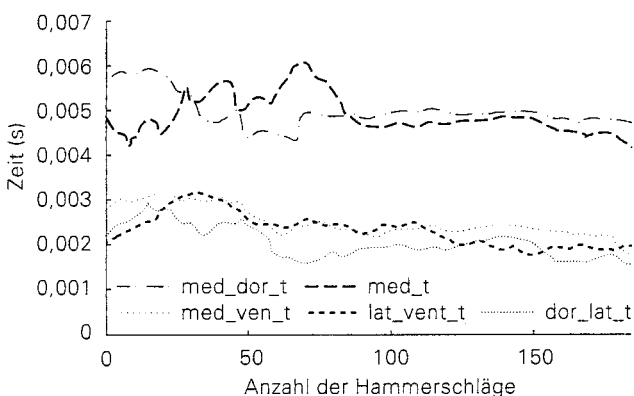


Abbildung 5. Zeitliche Verzögerung der Spitzenwerte am distalen Prothesenstil in Bezug zum Hammerschlag.

Frakturen traten erst bei Festsitzen der letzten Raspel auf, wenn diese im Bereich des Trochanter major und minor auf der Kortikalis auflief. Hier ergibt sich die Frage, ob nicht häufiger Fissuren in diesem Bereich auftreten, die jedoch wegen der in vivo angelagerten Weichteile nicht gesehen werden.

3. Die vorhandenen Raspelgrößen waren ausreichend und gut nacheinander mit gleichbleibender Kraft zu verwenden.
4. Mit diesen Versuchen als Grundlage besteht nun die Möglichkeit, die Häufigkeit von Schaftsprengungen bei verschiedenen Endoprothesen und deren Raspeln auszutesten.
5. Bezüglich der Schlagkraft konnte festgestellt werden, daß Schläge mit geringerer Schlagkraft in schnellerer Abfolge seltener zu Fissuren und Frakturen führten.
6. Plenk [8] weist besonders auf die schonende Implantatbettpräparation (minimale Gewebeschädigung und Gefäßzerstörungen) des Implantatlagerknochens hin, ausreichend Primärstabilität und trotzdem genügend Raum zwischen präexistente Knochenstrukturen und Implantatoberfläche. Mit Hilfe der nun bestimmaren Dehnung des Knochens und der Kräfte beim Einschlagvorgang kann eine Optimierung der Implantatbettpräparation angegangen werden.

Literatur

1. Ahrens, U., C. Kranz: Analyse der Kräfteeinleitung an idealisierten Modellen von Hüftgelenkendoprothesen. Biomed. Techn. 29 (1984), 318–325.
2. Issendorf, W.-D., G. Ritter, J. Ahlers, W. Kurock: Experimentelle Bestimmung der Gleitreibungskräfte beim Einschlagen von Oberschenkelmarknägeln. Unfallchirurgie 16 (1990), 166–171.

3. Kranz, C., H. Ecke, U. Ahrens, W. Padberg: Einfluß der Schaftgestaltung auf das Kräfteleitungsverhalten von Hüftendoprothesen in die Kortikalis des Femurs. Eine technische und klinische Untersuchung. *Biomed. Techn.* 28 (1983), 309–315.
4. Kranz, C., A. Voorhoeve: Spannungsanalyse der Trichternetz-Zement-Konstruktion des totalen Hüftgelenkersatzes mit Hilfe eines vereinfachten Finite-Elemente-Modells. *Biomed. Techn.* 27 (1982), 16–23.
5. Kranz, C., A. Voorhoeve, U. Ahrens: Experimentelle Untersuchung des Kräfteleitungsverhaltens verschiedener Hüftprothesentypen unter Verwendung eines reproduzierbaren Femurmodells. *Biomed. Techn.* 28 (1983).
6. Nietert, M., W. Hüttner: Analyse statischer Spannungszustände von Hüftgelenksschäften in der Frontal- und Sagittalebene unter Berücksichtigung verschiedener Lockerungsraten und Einbettneigungen. *Biomed. Techn.* 31 (1986), 287–292.
7. Operationseinleitung der bitrochanteren Hüftprothese nach Prof. Dr. med. H. Ecke.
8. Plenk, jr., H.; Zur direkten Knochenverankerung von zementfreien Hüftendoprothesenschäften. *Med. Orthop. Tech.* 111 (1991), 65–70.

Für die Verfasser: Ute Schmidbauer, Klinik und Poliklinik für Unfallchirurgie der Justus-Liebig-Universität Gießen, Klinikstraße 29, D-6300 Gießen.