

Die Biegestabprothese: ein experimenteller Ansatz zur metaphysären Hüftendoprothetik

The bending rod prosthesis: an experimental approach to metaphyseal hip arthroplasty

Andreas Fottner^{1,*}, Farhad Mazoochian¹,
Wolfgang Plitz², Christoph von Schulze
Pellengahr¹, Christoph Birkenmaier¹ und
Volkmar Jansson¹

¹ Orthopädische Klinik und Poliklinik, Ludwig-Maximilians-Universität München, München, Deutschland

² Labor für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie, Ludwig-Maximilians-Universität München, München, Deutschland

Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war die Entwicklung einer rein metaphysär verankernden Schenkelhalsprothese. Um auf eine Fixierung am Trochanter major zu verzichten, sollte die einfallende Kraft gleichmäßig an möglichst vielen Punkten übertragen werden. Mittels Computersimulation zeigte sich ein Implantat mit einem Zentralzylinder und 16 entlang einem Gewinde verlaufenden Prothesenstäben als geeignete Lösung. Zur Bestimmung der Primärstabilität wurden 14 frisch gefrorene Leichenfemura verwendet. Für die Implantation wurde ein spezielles Instrumentarium entwickelt, um die Prothese ohne Darstellung des Trochanter major zentriert in den Schenkelhals einzubringen. Für die Versuche kamen 2 Prototypen, ein Titan- und ein CoCrMo-Modell, zur Anwendung. Zur Messung der Micromotions am medialen proximalen Femur wurde eine sinusförmige dynamische Belastung zwischen 300 und 1700 N bei einer Frequenz von 1 Hz aufgebracht. Bei der neutralen Einstellung von 16° Adduktion und 9° Antetorsion ergaben sich durchschnittlich 119 µm. Trotz dieser guten *in vitro* Primärstabilität kann es bei klinischer Anwendung durch das zirkuläre Ausschneiden des Schenkelhalses zu Osteonekrosen und Frühlockerungen kommen. Aus diesem Grund müssten noch Tierversuche weitere Erkenntnisse erbringen.

Schlüsselwörter: FEM-Analyse; Leichenfemura; Micromotions; Primärstabilität; Schenkelhals.

Abstract

The aim of our study was to develop a femoral component for total hip arthroplasty that would exclusively

*Korrespondenz: Dr. med. Andreas Fottner, Abteilung für Orthopädie, Klinikum Großhadern, Marchioninstr. 15, 81377 München, Deutschland
Phone: +49-(0)89-7095-7891281
Fax: +49-(0)89-7095-5614
E-mail: andreas.fottner@med.uni-muenchen.de

anchor in the metaphysis of the femoral neck. To forego trochanteric fixation, the load needs to be transferred to the metaphysis at as many points as possible. A computer simulation model suggested that an implant with a central cylinder and 16 rods aligned along a thread would be the preferable solution. To evaluate primary implantation stability, 14 fresh frozen cadaver femora were used. A special instrument set was developed to allow for centered implantation of the prosthesis without the need to dissect the greater trochanter. For our tests, we used two prototype implants: one made from titanium and the other from a CoCrMo alloy. For the measurement of micromotions at the medial proximal femur, sinusoid dynamic loading with a force between 300 N and 1700 N and a frequency of 1 Hz was employed. In a neutral position of 16 degrees adduction and 9 degrees ante-torsion, the average micromotions measured were 119 µm. Despite these convincing *in vitro* results with regards to primary stability, circular cut-out of the implant, followed by aseptic osteonecrosis, loosening might still occur in a clinical situation. Animal experiments are therefore required to further evaluate this new implant design.

Keywords: cadaver femur; femoral neck; finite element method (FEM) analysis; micromotions; primary stability.

Einleitung

In der Hüftendoprothetik stellen die „schenkelhalserhaltenden“ Endoprothesen mit rein metaphysärer Verankerung eine Minderheit dar. Trotzdem hat dieses Konzept durch eine geringere Knochenresektion, eine weitgehend unveränderte Gelenkgeometrie und eine anatomisch und biomechanisch günstige Übertragung der Hüftresultierenden eine Reihe von Vorteilen [15, 17]. Beispielsweise kann bei einer nötigen Wechseloperation eine komplikationslose Implantation einer herkömmlichen Hüftprothese (einer Primärimplantation vergleichbar) durchgeführt werden. Daraus ergibt sich auch die Indikation zur Verwendung dieser Prothesenarten bei Patienten unter 60 Jahren.

Die metaphysären Femurkopfprothesen, zu welchen auch die hier untersuchte Biegestabprothese zählt, standen am Beginn der Hüftendoprothetik. Zu den bekanntesten Modellen in den 40er Jahren zählte neben der Prothese der Brüder Judet [12] auch eine Variante von Thomson [21]. Da die Langzeitergebnisse durch den starken Abrieb der verwendeten Acrylköpfe nicht über-

zeugten, wurde lange Zeit diese Verankerungsmethode nicht mehr verwendet [9].

Erst die Druckscheibenprothese von Huggler und Jakob [10] brachte es ab 1978 zu ansprechenden Langzeitergebnissen [11]. Um das Problem der sehr kurzen Verankerungsstrecke bei rein metaphysärer Einbringung zu reduzieren, verfügt diese Prothese über eine am Trochanter major fixierte Lasche. Als nachteilig haben sich aber häufig auftretende chronische Schmerzzustände am Trochanter erwiesen [7]. Um dieses Problem zu vermeiden, wurden in den letzten Jahren sogenannte „Kurzschafthprothesen“ wie z.B. die MAYO, die Metha oder die ESKA CUT Prothese entwickelt [14, 20]. Somit kamen nur noch wenige „reine“ Schenkelhalsprothesen, wie z.B. die ESKA-Schenkelhals- [18] und die Spiron-Prothese [4], in der letzten Zeit auf den Markt. Die Implantation der Schenkelhals- und Kurzschafthprothesen kann in der Regel minimal-invasiv mit allen bekannten Zugangsweegen erfolgen.

Das Ziel bei der Entwicklung der Biegestabprothese war, eine reine metaphysäre Verankerung ohne Fixierung am Trochanter major zu erreichen. Nach Realisierung eines solchen Modells sollte mit dieser Studie durch die Bestimmung der Primärstabilität eine Aussage über die klinische Verwendbarkeit dieses neuartigen Implantats getroffen werden. Darüber hinaus sollte ein spezielles Instrumentarium entwickelt werden, welches eine im Schenkelhals zentrierte Implantation ohne Darstellung des Trochanter ermöglicht.

Material und Methode

Um gemäß der Zielsetzung auf eine Fixierung am Trochanter major zu verzichten, ist es erforderlich, die Hüftresultierende an möglichst vielen Punkten gleichmäßig auf den Schenkelhals zu übertragen. Mittels Computersimulationen ergab sich bei der Entwicklung der Biegestabprothese als beste realisierbare Variante ein Zentralzylinder mit 16 im Verlauf eines Gewindes angeordneten Stäben, welche die Belastung auf die metaphysäre Kortikalis gleichmäßig übertragen (siehe Abbildung 1). Für diese Studie wurden Prototypen mit einem Durchmesser von 3 cm hergestellt. Zur axialen Rotationssicherung des Implantats sind die Stäbe senkrecht zur Schaftachse angeordnet und verfügen selbst über keine Gewindesteigung.

Die Stäbe haben eine 5 mm dicke Basis, welche sich zur 1 mm dünnen Spitze hin ausdünn. Diese Form hat in einer weiteren Computersimulation eine gleichmäßige Kraftübertragung auf das knöcherne Lager gezeigt.

Im Laufe dieser Studie kamen bei den Versuchen zur Bestimmung der Primärstabilität zwei verschiedene Modelle der Biegestabprothese zur Anwendung. Der 1. Prototyp bestand aus einer CoCrMo Legierung nach ISO 5832-6, der bei klinischer Anwendung mit einer „Plasma-porous“ Beschichtung versehen werden soll. Als 2. Prototyp kam eine Titan-Prothese zur Anwendung.

Insgesamt wurden zur Bestimmung der Primärstabilität 14 frisch gefrorene Leichenfemura verwendet. Als Voraussetzung musste der Durchmesser des Schenkelhalses mindestens 3 cm betragen, da die Prototypen nur in



Abbildung 1 Die Biegestabprothese.

dieser Größe zur Verfügung standen. Vergleichbar anderen Arbeiten [8, 19] wurden die Knochen nach der Gewinnung direkt eingefroren und bei -20°C bis zur Versuchsdurchführung gelagert. Das Durchschnittsalter der Spender betrug 63,3 Jahre.

Für eine korrekte Implantation muss die Biegestabprothese zentriert im Schenkelhals platziert werden, damit alle Prothesenstäbe in der metaphysären Kortikalis gleichmäßig zu liegen kommen. Um dies ohne Darstellung des Trochanter major zu erreichen, war es notwendig, ein neuartiges Implantationsinstrumentarium zu entwickeln. Als beste Lösung hat sich ein Zielgerät erwiesen, welches über ein Stangenparallelogramm am Schenkelhals fixiert wird (siehe Abbildung 2). Mit diesem ist es auch möglich, den CCD-Winkel der Biegestabprothese je nach Bedarf einzustellen. Bei sämtlichen Implantationen wurde ein CCD-Winkel von 135° eingestellt. An dem Zielgerät kann durch einen Osteotomieaufsatz der Femurkopf senkrecht zur Implantationsachse abgetrennt werden und durch eine Führung der Bohrkana für den Zentralzylinder zentriert angelegt werden.

Nach Ausschneiden des kortikalen Lagers der Prothesenstäbe mit einem speziellen Gewindeschneider wurde zum Abschluss der Implantation die Biegestabprothese



Abbildung 2 Mittels Stangenparallelogramm am Schenkelhals zentriertes Zielgerät mit Osteotomieaufsatz.

eingedreht. Bei allen Versuchen wurde ein Standard Keramikkopf Länge „M“ mit einem 12/14er Konus und einem Durchmesser von 28 mm verwendet. Nach erfolgreicher Implantation wurden alle Präparate in 2 Ebenen zur Dokumentation geröntgt (siehe Abbildung 3).

Zur Bestimmung der Primärstabilität wurden alle Präparate gemäß den Arbeiten von Bergmann et al. [1–3] mit einem Winkel von 16° bei einer Antetorsion von 9° in einen Prüfkörper eingebettet. Es wurden 14 dynamische und anschließend 13 statische Belastungsversuche durchgeführt.

Bei den statischen Belastungsversuchen wurde an einer Prüfmaschine (Zwick Typ 7025/3, Zwick, Ulm, Deutschland) mit einem konstanten Vorschub von 3 mm/min die Kraft bis zum Versagen des Implantats gesteigert. Zur Durchführung der dynamischen Belastungstests wurden die eingebetteten Präparate in eine hydraulische Prüfanlage der Marke MTS (Modell 407, MTS Systems, Berlin, Deutschland) eingespannt (siehe Abbildung 4). Gemäß den Ergebnissen von Bergmann et al. [3] und Davy et al. [6] wurde eine sinusförmige Belastung mit einer Amplitude von 300–1700 N (entsprechend dem 0,5 bis 2,5 fachen des Körpergewichts) bei einer Frequenz von 1 Hz an 8 Präparaten über mindestens 14 Stunden (mindestens 50000 Zyklen) angelegt. Diese Zeit entspricht bei einer durchschnittlichen postoperativen Belastung von 1 Stunde/Tag den ersten 2 Wochen bis zur beginnenden ossären Integration.

Um die verschiedenen Ergebnisse der Forschungsgruppe um Bergmann [1] noch besser zu simulieren, wurden Zusatzuntersuchungen durchgeführt. Hierbei erfolgten an 6 Präparaten jeweils 2, mindestens zwei-stündige (ca. 7000 Zyklen) Belastungen unter Variation des Kräftefallwinkels um je 10° in 4 Richtungsvarianten (Antetorsion, Retrotorsion, Abduktion, Adduktion).

Während der dynamischen Belastungsversuche wurden die Relativbewegungen zwischen Prothese und Knochen gemessen. Mit diesen „Micromotions“ können gemäß den Erkenntnissen von Pilliar et al. [16], Kärrholm et al. [13] und Wirtz et al. [22] eine gute Vorhersage über das knöcherne Einwachverhalten des Implantats getroffen werden. Für die am Anfang und am Ende der Versuche durchgeführten Messungen wurde ein Wegauf-



Abbildung 3 Röntgenbild ap und seitlich der implantierten Biegestabprothese.



Abbildung 4 Versuchsaufbau in Antetorsionsstellung mit Wegaufnehmer.

nehmer (Marke HBM Typ W1T3), vergleichbar den Arbeiten von Gebauer et al. [8], am medialen proximalen Femur fixiert und auf den Prothesenkopf ausgerichtet. An dieser Stelle ist mit den höchsten Relativbewegungen zu rechnen. Eine weitere Messung weiter distal im Schaftbereich wäre nicht sinnvoll, da die Prothese dort nicht mehr verankert ist. Mit diesen gewonnenen Daten war es ebenfalls möglich, das Nachgeben der Prothese im Knochenlager im Verlauf des gesamten Versuchs zu berechnen.

Ergebnisse

Bei den 14 Implantationen kamen sechsmal der 1. und achtmal der 2. Prototyp der Biegestabprothese zum Einsatz.

Von den 14 dynamischen Belastungsversuchen konnte nur einer nicht erfolgreich abgeschlossen werden. Hierbei handelte es sich um einen stark osteoporotischen Femurknochen, dessen Schenkelhals bei Steigerung der Belastungsschübe über 1000 N nachgab. Bei den übrigen Versuchen waren keine Veränderungen an den Knochen oder den Prothesen aufgetreten. Auch bei sämtlichen dynamischen Zusatztests mit Variation des Kräftefallwinkels kam es zu keinen Schäden an den Präparaten.

Tabelle 1 Durchschnittlich gemessene Micromotions der dynamischen Versuche.

	Micromotions am Beginn des Versuchs (in μm)	Micromotions am Ende des Versuchs (in μm)	Nachgeben der Prothese während des gesamten Versuchs (in μm)
Normalstellung (n=7)	119	111	100
Abduktionsstellung (n=3)	158	145	173
Adduktionsstellung (n=3)	88	93	25
Antetorsionsstellung (n=3)	113	118	59
Retrotorsionsstellung (n=3)	139	135	74

Die durchschnittlich gemessenen Relativbewegungen (Micromotions) der 14-stündigen Versuche in Mittelstellung sowie der Tests in den 4 Variationseinstellungen sind aus Tabelle 1 ersichtlich.

Bei den 13 statischen Versuchen zur Bestimmung der Primärstabilität ergab sich ein Gesamtdurchschnitt der maximalen Belastung von 5390 N, oder etwa dem siebenfachen des Körpergewichts, bei einem Mindestwert von 3540 N und einem Maximum von 9100 N. Dieser Betrag setzt sich aus einem Mittelwert von 5963 N bei dem 1. und 4816 N bei dem 2. Prototyp zusammen (mittels T-Test nicht signifikant 0,09). Als Schädigung bei diesen extremen Belastungen kam es bei drei Präparaten zu einer deutlich sichtbaren Verletzung des knöchernen Lagers. Bei zwei Titanprototypen kam es zum Abbruch von Prothesenstäben, und bei zwei Prothesen aus CoCrMo kam es zu einer Verbiegung von einzelnen Stäben.

Diskussion

Als grundlegendes Resultat dieser Studie wurde die Implantierbarkeit der Biegestabprothese ohne Darstellung des Trochanter major erreicht. Mit den statischen Belastungsversuchen konnte gesichert werden, dass die Biegestabprothese weit mehr als den normalen physiologischen Beanspruchungen des zwei- bis dreifachen Körpergewichts gewachsen ist. Der Mindestwert und der Mittelwert der erzielten Maximalbelastung liegen mit dem Fünf- bzw. Siebenfachen des Körpergewichts in einem Bereich, der nur bei Stürzen und anderen extremen Belastungen gemessen wird [1, 3].

Die 14-stündigen Dauerbelastungsversuche gemäß den Messdaten von Bergmann et al. [1, 3] verliefen ebenfalls erfolgreich. Mit den gemessenen Micromotions lässt sich die Osteointegration noch besser vorhersagen. Die dabei entscheidende Relativbewegung am Anfang des Versuchs liegt mit einem Durchschnittswert von 119 μm unterhalb der von Pillar et al. [16] und Wirtz et al. [22, 23] festgesetzten Grenze von 150 μm . Da hierbei der absolut sichere Wert von 28 μm laut Pillar et al. [16] und 40 μm laut Burke et al. [5] (welchen nur zementierte Hüftprothesen erreichen) überschritten wird, sollte bei einer klinischen Erprobung für die erste postoperative Phase eine Teilbelastung eingehalten werden.

Bei den dynamischen Zusatzversuchen kam es nur in der Abduktionsstellung mit durchschnittlichen Micromotions von 158 μm zu einem Überschreiten des Schwellenwertes. Dies lässt sich durch den absichtlich unphysiologischen Kräftefallwinkel von 6° und die

damit verbundenen verstärkten Hebelkräfte erklären. Entsprechend dazu trat in der Adduktionsstellung bei einem Kräftefallwinkel von 26° mit 88 μm die geringste Relativbewegung auf. Auch bei den zusätzlich auftretenden Torsionskräften bei Variation des Antetorsionswinkels wurde der Schwellenwert von 150 μm nicht überschritten. Somit müsste die Biegestabprothese auch aufgrund des gewindeförmigen Designs Torsionsbelastungen, wie sie zum Beispiel beim Aufstehen aus einem Stuhl auftreten, ebenfalls gut gewachsen seien.

Ein Vergleich der Micromotions mit den Ergebnissen herkömmlicher Hüftprothesen stellt sich aufgrund der kurzen metaphysären Kraftübertragung sehr schwierig dar. Zudem gibt es bis heute keinen Standard für die Prüfung der Primärstabilität von Hüftimplantaten in humanen Femurpräparaten. Somit sind die Ergebnisse der verschiedenen Studien aufgrund der unterschiedlichen Prüfparameter und Prüfanordnungen nur sehr eingeschränkt vergleichbar. Allgemein kann hier nur eine Auswertung des Kenntnisstandes von Wirtz et al. [22] angeführt werden, welche für konventionelle zementfreie Prothesenschäfte eine durchschnittliche Relativbewegung von 120 μm bis 200 μm bei vergleichbaren Belastungen gezeigt hatte. In diesem Zusammenhang liegen die durchschnittlich gemessenen Micromotions von 119 μm der Biegestabprothese im unteren Normbereich.

Zusammenfassend wären durch die gute Primärstabilität der Biegestabprothese die Voraussetzungen für eine klinische Erprobungsphase gegeben. Da sich in den durchgeführten Versuchen der Prototyp aus einer CoCrMo Legierung als leicht überlegene Variante herausgestellt hat, sollte hierbei dieser zum Einsatz kommen. Um die Prothese bei allen Patienten einsetzen zu können, wäre es hierbei notwendig, Implantate mit unterschiedlichem Umfang bereitzustellen.

Aufgrund der Ergebnisse *in vitro* sollten eine Osteointegration und eine ansprechende Standzeit der Biegestabprothese möglich sein. Bei einer Lockerung müsste der Schenkelhals osteotomiert und ein herkömmlicher Prothesenschaft implantiert werden. Ein Wechsel auf eine Schenkelhals- oder Kurzschaftprothese ist aufgrund der radiär eingebrachten Prothesenstäbe nicht möglich. Falls eine Explantation bei osteointegrierter Biegestabprothese, wie beispielsweise bei einer Protheseninfektion, notwendig ist, müsste auf der Ebene der kaudalen Prothesenstäbe (siehe Abbildung 3) osteotomiert und die Prothese mit Schenkelhals entfernt werden.

Ein Problem, welches mit einer *in vitro* Studie nicht untersucht werden kann, ist die kritische vaskuläre Versorgungslage des proximalen Femurs. Da bei der Implantation der Biegestabprothese der Schenkelhals über zwei

Windungen hinweg bis auf die Kortikalis zirkulär herausgeschnitten wird, ist bei einer klinischen Verwendung ein hohes Risiko für die Entwicklung von Osteonekrosen zwischen den Prothesenstäben gegeben. Als Folge käme es durch das Nachgeben des Knochenlagers zu einer Frühlockerung. Um dieses Problem näher zu untersuchen, könnte eine Reihe von Tierversuchen weitere Erkenntnisse bringen.

Literatur

- [1] Bergmann G. In vivo Messungen der Belastung von Hüftimplantaten. 1. Auflage. Berlin: Dr. Köster 1997.
- [2] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomed* 1993; 26: 969–990.
- [3] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Messung der Hüftgelenksbelastung und ihre Bedeutung für die Fixation von Endoprothesen. *Unfallchir* 1997; 261: 66–72.
- [4] Birkenhauer B, Kistmacher H, Ries J. Zementfreie Schenkelhalschraubenprothese Typ Spiron. *Der Orthopäde* 2004; 33: 1259–1266.
- [5] Burke DW, O'Connor DO, Zalenski EB, Jasty M, Harris WH. Micromotion of cemented and uncemented femoral components. *J Bone Joint Surg Br* 1991; 73: 33–37.
- [6] Davy DT, Kotzar GM, Brown RH, Heiple KG, Goldberg VM, Heiple GK Jr, et al. Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1988; 70: 45–50.
- [7] Fink B, Siegmüller C, Schneider T, Conrad S, Schmielau G, Ruther W. Short- and medium-term results of the thrust plate prosthesis in patients with polyarthritis. *Arch Orthop Trauma Surg* 2000; 120: 294–298.
- [8] Gebauer D, Refior HJ, Haake M. Micromotions in the primary fixation of cementless femoral stem prostheses. *Arch Orthop Trauma Surg* 1989; 108: 300–307.
- [9] Haboush EJ. A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast setting dental acrylic and other considerations. *Am J Orthop* 1966; 8: 30–35.
- [10] Huggler AH, Jacob HA. A new approach towards hip-prosthesis design. *Arch Orthop Trauma Surg* 1980; 97: 141–144.
- [11] Huggler AH, Jacob HA, Bereiter H, Haferkorn M, Ryf C, Schenk R. Long-term results with the uncemented thrust plate prosthesis (TTP). *Acta Orthop Belg* 1993; 59(Suppl 1): 215–223.
- [12] Judet J, Judet R. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg Br* 1950; 32(B): 166–173.
- [13] Kärrholm J, Borssen B, Löwenhielm G, Snorrason F. Does early micromotion of femoral stem prosthesis matter? 4–7-year stereoradiographic follow-up of 84 cemented prostheses. *J Bone Joint Surg Br* 1994; 76: 912–917.
- [14] Morrey BF. Short-stemmed uncemented femoral component for primary hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1989; 249: 169–175.
- [15] Munting E, Verhelpen M. Fixation and effect on bone strain pattern of a stemless hip prosthesis. *J Biomech* 1995; 28: 949–961.
- [16] Piillar RM, Lee JM, Maniatopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surface implants. *Clin Orthop* 1986; 208: 108–113.
- [17] Pipino F, Molfetta L. Femoral neck preservation in total hip replacement. *Ital J Orthop Traumatol* 1993; 19: 5–12.
- [18] Scholz J, Grundei H. Die ESKA-Schenkelhalsprothese – eine Alternative zur Standardendoprothese des Hüftgelenks für Patienten in jüngerem Lebensalter. *Biomed Tech (Berl)* 1996; 41: 347–350.
- [19] Speirs AD, Slomczykowski MA, Orr TE, Siebenrock K, Nolte LP. Three-dimensional measurement of cemented femoral stem stability: an in vitro cadaver study. *Clin Biomech* 2000; 15: 248–255.
- [20] Thomas W, Lucente L, Mantegna N, Grundei H. Die ESKA-(CUT-) Endoprothese. *Der Orthopäde* 2004; 33: 1243–1248.
- [21] Thomson JEM. A prosthesis for the femoral head. A preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 1952; 34(A): 175–182.
- [22] Wirtz DC, Heller KD, Niethard FU. Biomechanische Aspekte der Belastungsfähigkeit nach totalendoprothetischem Ersatz des Hüftgelenks. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1998; 136: 310–316.
- [23] Wirtz DC, Niethard FU. Ursache, Diagnostik und Therapie der aseptischen Hüftprothesenlockerung – eine Standortbestimmung. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1997; 135: 270–280.