

Risikozeichen bei Prothesenschaftbrüchen

W. Hein, M. Möser, W. Roth und C. Schönrrath

(Beiträge zur Orthopädie und Traumatologie 33 [1986]; digitalisiert: 3.1.2006)

Zusammenfassung

Von 1970 bis 1984 wurden 2713 Hüfttotalendoprothesen implantiert. In 28 Fällen wurde ein Prothesenbruch diagnostiziert. Nach unseren Untersuchungen sind nicht Implantationsfehler als Bruchursache anzuerkennen. Den Hauptgrund sehen wir in der ungenügenden direkten Verklemmung der Prothese im Knochen. Zu fordern ist ein Prothesensystem, mit dem es möglich ist, dem Femur angepasste Prothesen zu implantieren.

Summary

Between 1970 and 1984 we implanted 2713 hip total endoprotheses. In the same time we observed 28 cases with fracture of the femoral stem. In our examinations we are not able, to confirm the opinion, that the courses of stem fractures are mistakes of implantation. The main point we see in an insufficient direct fixation of prosthesis in the bone. It is to demand a system in which it is possible to implant a prosthesis, adapting closed in the femur.

Ein wesentlich limitierender Faktor der Leistungsfähigkeit der Gelenkendoprothetik ist auch heute noch die aseptische Lockerung. Dabei wird übereinstimmend die Meinung vertreten, dass nicht eine Ursache für die Ausgliederung künstlicher Gelenke verantwortlich zu machen ist, sondern dass es sich um ein multifaktorielles, additives Geschehen handelt (Gschwend u. Mitarb. 1977, Ungethüm 1980). Auch wenn Ungethüm der Meinung ist, dass das Hauptkontingent aseptischer Prothesenlockerungen immer noch in der sogenannten idiopathischen Gruppe zu suchen sei, so wurden doch in den letzten Jahren durch Verbesserung der Prothesenkonstruktion, verbesserte Materialien und exakte Untersuchungen zum Kraftlinienverlauf im Hüftgelenk und seine Veränderung durch die Gelenkimplantation Voraussetzungen geschaffen, die zur Senkung der Lockerungsrate beitragen sollen. Die Übertragung der Ergebnisse von Perren (1972), der die wesentliche Ursache für Fehlergebnisse bei der Knochenbruchheilung im Auftreten dekompenstierten Nulldurchgangs der stabilisierten Fragmente sieht, auf die Verankerung künstlicher Gelenke durch Schneider (1982) und Müller (1984) brachte eine wesentliche Neuerung.

Nicht nur für die Gelenkpfanne, auch für das Femur wurden Prothesen entwickelt, die eine feste Verklebung des Systems Knochen – Implantat garantieren. Schließlich ist dieses Prinzip auch Voraussetzung der zementfreien Prothesenimplantation. Schönrrath u. Mitarb. (1985) konnten nachweisen, dass das Lockerungsrisiko bei Müller-Prothesen mit gebogenem Schaft aber enger Markhöhle wesentlich niedriger ist als bei Verwendung des gleichen Typs bei weiter Markhöhle.

Von besonderer Bedeutung sind diese Ergebnisse auch im Zusammenhang mit der Frage nach den Ursachen von Prothesenbrüchen. In der überwiegenden Mehrzahl der Veröffentlichungen zu diesem Problem werden Implantationsfehler diskutiert, während Materialschwächen kaum genannt werden. Die Varustellung der Prothese und die ungenügende mediale Zementabstützung führen danach zur Überlastung des Materials mit der Folge des Bruchs, der immer von lateral einlaufen soll (Semlitsch u. Mitarb. 1973). Charnley (1975) beobachtete eine Abhängigkeit der Bruchhäufigkeit vom Gewicht der Patienten und beschrieb gleichzeitig Valgusbrüche, eine Feststellung, die bisher noch nicht bestätigt wurde. Festzustehen scheint aber, dass dem Prothesenbruch immer die Lockerung vorausgeht, wobei nicht einheitlich von vollständiger oder teilweiser Lockerung gesprochen wird (Baltenweiler 1977). Ungethüm (1980) sieht im Fortschreiten der Lockerung das Entstehen von Spannungsspitzen, die den Bruch der Prothese einleiten können.

Auch Markolf und Amstutz (1976) sind der Meinung, dass Lockerung und Varusstellung zur Erhöhung des Biegemoments an der Lateralseite der Prothese führen und als Voraussetzungen für den Bruch anzusehen sind. Von wesentlicher Bedeutung für die Langzeitstabilität ist die feste mediale Zementfixierung im proximalen Prothesendrittel.

Eigene Untersuchungen

Auf der Grundlage dieser Überlegungen, die den Prothesenbruch in erster Linie unter dem Aspekt des Implantationsfehlers sehen, haben wir unsere Patienten klinisch und radiologisch kontrolliert.

In einer früheren Veröffentlichung (Hein u. Mitarb. 1983) waren wir der Meinung, dass Schwingungsrissskorrosion als wichtiger Faktor für Implantatbrüche zu nennen ist.

Von 1970-1984 wurden in der Klinik für Orthopädie der Karl-Marx-Universität Leipzig insgesamt 2713 Hüftendoprothesen implantiert, wobei seit 1972 vorwiegend der Typ Müller mit gebogenem Schaft (Stahlprothese) eingesetzt wurde. Im gleichen Zeitraum waren 233 Reoperationen auf Grund einer aseptischen Lockerung erforderlich. Bei zusätzlich 28 Patienten war ein Prothesenbruch Ursache der Reoperation.

Es handelt sich um 21 Männer und 7 Frauen mit einem Durchschnittsalter von 56,3 Jahren und einem Gewicht zum Zeitpunkt der Reoperation von 79 kg (60-90 kg). Die durchschnittliche Liegezeit der Prothese betrug 6,8 Jahre (3-12 Jahre).

Die Ergebnisse sind in Abbildung 1 zusammengefasst. Die Markhöhlenweite wurde durch Berechnung des Markhöhlenquotienten (Holz u. Ungethüm 1975) beurteilt. Resorptionen am Calcar femorale waren bei allen Patienten durchschnittlich nach 8,5 Monaten (2 bis 24 Monaten) sowie eine Spaltbildung zwischen Prothesenrücken und Kno-

chenzement nach durchschnittlich 14 Monaten (3-36 Monate) zu beobachten.

Sitz der Prothese	Halslänge		Zement mediale Abstützung	Zementlänge	Markhöhlenweite	Bruchhöhe
varisch	8	kurz	3 gut	20 oberhalb der Prothesenspitze	5 weit	20 oberes Drittel
mittel	11	mittel	10	23 unterhalb der Prothesenspitze	normal	8 mittleres Drittel
valgisch	9	lang	15 ungenügend	8	eng	0 unteres Drittel

Abbildung 1: Radiologische Befunde gebrochener Hüftendoprothesen

Der Prothesenbruch besitzt auch heute noch eine besondere Stellung in der Diskussion um Versagensfälle von so genannten Dauerimplantaten. Die Patienten erleben den Bruch in der Mehrzahl als akutes Ereignis. Nur selten werden wie bei der Lockerung zunehmend Beschwerden beschrieben und häufig handelt es sich auch nicht um ein adäquates Trauma. Andererseits wirft der Prothesenbruch immer Fragen nach möglichen Materialschäden auf, die für den Hersteller auch versicherungsrechtlich relevant sind.

Ungethüm (1980) verweist zwar auf Gussinhomogenitäten, diese werden aber erst bei Vorliegen weiterer Schädigungsmechanismen wirksam. Mach (1983) konnte bei seinen Untersuchungen nie Materialfehler als Bruchursache anschuldigen. Semlitsch u. Mitarb. (1973) schließen Materialfehler ebenso aus. Lediglich Haasterts u. Mitarb. (1981) fanden bei 3 von 10 untersuchten Prothesen Werkstoff- oder Konstruktionsfehler.

Möser (1983) bestätigte unsere Untersuchungen (Hein u. Mitarb. 1983) und bezeichnete den eingesetzten 316-L-Stahl auf Grund von Schwingungsrissskorrosion als ungeeignet für Dauerimplantate. Die Entwicklung auf dem Werkstoffsektor macht deutlich, dass früher verwendete Legierungen und Formen der Prothesen sich als unzureichend herausgestellt haben. Die Einführung hochwertiger Kobaltschmiedelegerungen, Kobaltguss- und Titanlegierungen, die in ihren technischen und elektrochemischen Kennziffern deutlich über denen älterer Werkstoffe liegen, bestätigt indirekt, dass diese älteren Materialien für den Einsatz in hoch belasteten Gelenken als untauglich zu bezeichnen sind. Sicher ist zu diskutieren, ob man der Meinung folgen muss, dass z. B. Stahl für den künstlichen Gelenkersatz abzulehnen sei.

Möser (1983) verwies darauf, dass heute Stähle in der Industrie zum Einsatz kommen, die in ihren technischen Kenndaten nur unwesentlich unter den oben genannten Legierungen liegen, dafür aber billiger sind.

Trotzdem wird heute relativ einmütig festgestellt, dass die entscheidenden Ursachen von Prothesenbrüchen in Implantationsfehlern zu sehen sind. Wie anders lässt sich sonst

erklären, dass Brüche, setzt man sie zur Zahl der Gesamtimplantation ins Verhältnis, in der Mehrzahl der Veröffentlichungen nur etwa um 1% beobachtet werden. In unserem Material wird diese Zahl bestätigt und steigt auf 2%, wenn der Zeitfaktor des Auftretens von Brüchen Berücksichtigung findet.

Galante u. Mitarb. (1975) nennen die Lockerung, mangelhafte Zementverankerung, Varusstellung und ungenügende Kragenaufgabe als entscheidende Implantationsfehler. In nahezu allen Übersichten werden diese Fehler bestätigt, wobei speziell die insuffiziente proximale Zementverankerung als auslösendes Moment für die Schwingung der Prothese angeschuldigt wird, die dann den Bruch als Ermüdungsbruch zur Folge haben muss (Semlitsch u. Mitarb. 1973, Andriacci u. Mitarb. 1976, Collis 1977, Lorenz u. Mitarb. 1978, Ungethüm 1980, Mach 1983).

Semlitsch beobachtete auch nur Varusbrüche, das heißt, das Biegemoment lag immer an der Außenseite der Prothese. Dem gegenüber räumt Charnley (1975) auch ein, dass das Biegemoment wechseln kann, d. h., dass auch valgisch implantierte Prothesen brechen können.

Röntgenologische Zeichen dieses Vorgangs sind Osteolysen bzw. Resorptionen am Calcar femorale, die von Kummer (1984) als Überlastungsfolge durch die Varusstellung der Prothese angesprochen wurde, während Jakob u. Huggler (1980) in der Spongiosierung des proximalen Femur die Folge unphysiologischer Lastreduzierung des Knochens durch die Prothese sehen.

Mach (1983) fasste diese Überlegungen zur Bruchentstehung zusammen, indem er sagt:

1. Voraussetzung für den Bruch ist die Lockerung.
2. Ursachen der Lockerung sind in der mangelhaften medialen Zementabstützung zu sehen.
3. Folge ist die Varusstellung des Prothesenschafts.
4. Bei fester Fixierung des distalen Anteils der Prothese ist die Biegebelastung erhöht.
5. Bei Überschreiten der Toleranzgrenze ist der Bruch die unvermeidliche Folge.

Unsere Ergebnisse unterscheiden sich von diesen Untersuchungen. Wir sind auch der Meinung, dass bei der Diskussion der Einzelbefunde Fehlinterpretationen vorliegen dürften.

1 Zur Varusstellung der Prothese

In unserem Material stehen 8 varisch implantierten Prothesen 9 valgische Implantationen gegenüber. Wir können auch nachweisen, dass der Brucheinlauf nicht immer von der Außenseite der Prothese kommt. Das setzt aber voraus, dass das Biegemoment wechselt oder anders gesagt, es ist nicht statisch, sondern dynamisch zu betrachten (Hein u. Möser 1983). Interessant ist, dass varisch implantierte Prothesen zu einem früheren Zeitpunkt bruchgefährdet sind (durchschnittliche Liegezeit 3,6 Jahre). Ist die Varusposition ein Risikofaktor für die Lockerung (Schönrath u. Mitarb. 1985), so scheint sie nach unseren

Untersuchungen für den Prothesenbruch nicht die zentrale Stellung einzunehmen, die ihr von anderen Autoren zugestanden wird.

2 Zementverankerung

Im Gegensatz zu bisherigen Veröffentlichungen müssen wir feststellen, dass bei 71% unserer Patienten die mediale Zementabstützung vollständig und korrekt war. Auch in Bezug auf die Lockerung konnte keine signifikante Abhängigkeit zur proximalen Zementabstützung gefunden werden (Schönrath u. Mitarb. 1985). In 82% der Fälle war die Prothesenspitze fest im Zement fixiert. Im Gegensatz dazu zeigten Patienten mit aseptischer Lockerung in 92% der Fälle eine ungenügende Stabilisierung des unteren Prothesenendes. Danach wäre die Schlussfolgerung erlaubt, dass nicht die proximale Zementabstützung, sondern die Verankerung im mittleren und unteren Prothesendrittel Einfluss auf die aseptische Lockerung bzw. den Prothesenbruch hat.

3 Resorption am Calcar femorale

Dieser radiologische Befund wurde bei allen Patienten mit Prothesenbruch beobachtet. Wichtig ist, dass er auch als Risikofaktor für die aseptische Lockerung anzusehen ist. Neben der Diskussion zur Überlastung bzw. Unterforderung des proximalen Femur nach der Implantation scheint uns die Erklärung der Spongiosierung des Calcar femorale durch Schneider (1982) nicht zutreffend. Danach führt die große Relativbewegung der Prothese proximal medial bei fester distaler Verankerung zu dekompenziertem Null-Durchgang und damit zur Knochenresorption. Wir folgen eher der Meinung Jakob und Hugglers (1980). Die Spongiosierung ist Folge der inadäquaten Belastung und bestätigt damit das Wolffsche Transformationsgesetz des Knochens. Wenn Schneider (1982) die Meinung vertritt, dass ein dicker Zementsockel nicht in der Lage ist, den Knochen genügend zu versteifen, dann sollte diese Aussage auf den Verbund Knochen – Prothese erweitert werden. Der Zement ist nicht in der Lage, die Biegemomente direkt auf den Knochen weiterzugeben, wodurch dieser als lebendes Material zwar unphysiologischen, aber doch gewissen Belastungsreizen ausgesetzt wäre, auf die er reagieren könnte.

4 Markhöhlenweite

Nach unseren Ergebnissen stehen aseptische Lockerung und Prothesenbruch in direktem Zusammenhang mit der Markhöhlenweite. In keinem Fall wurde ein Prothesenbruch bei enger Markhöhle gesehen. Nur 6% der Patienten mit aseptischer Lockerung hatten eine enge Markhöhle. Auch Resorptionen am Calcar femorale werden bei Patienten mit enger Markhöhle weit weniger häufig gesehen als dies bei weiter Markhöhle zu beobachten ist. Wir sehen in diesem Merkmal einen wesentlichen Faktor für Fehlergebnisse nach Prothesenimplantation. Unter physiologischen Bedingungen erfolgt die Kraftübertragung im Schenkelkopf und -hals vorwiegend über die spongiosen Anteile des Knochens.

Unterhalb des Trochanter minor übernimmt die Kortikalis zunehmend tragende Funktion, sie wird kräftiger. Die Implantation einer Endoprothese führt zur Änderung dieses Systems. In einem Verbund, und als solcher ist das proximale Femur nach Prothesenimplantation zu betrachten, erfolgt der Kraftlinienfluss vorwiegend im steiferen Material, im speziellen Fall im Metall. Erst dort, wo der Knochen steifer ist als der dünner werdende Prothesenstiel, übernimmt der Knochen tragende Funktion. Anders ausgedrückt, zum Zeitpunkt der Implantation ist der Bereich festgelegt, wo der Knochen die Prothese stabilisiert. Das proximale Femur hängt förmlich am oberen Anteil der Prothese, während unterhalb des mittleren Prothesendrittels diese ohne wesentliche Kraftleiterfunktion im Knochen verankert ist. Im Fall einer engen Markhöhle verklemmt sich die Prothese im Knochen, d. h. der Knochen muss jetzt auf Biegeimpulse, die auf Grund der Schwingung der Prothese bei Belastung auftreten, direkt reagieren. Diese Belastung ist zwar unphysiologisch, sie garantiert aber geringere Resorptionen am Calcar als wir es in Fällen weiter Markhöhlen beobachten müssen, bei denen die Biegemomente vom Knochenzement übernommen worden. Unsere Ergebnisse lassen eine solche Erklärung zu. Sie werden von Schneider (1982) ebenso gesehen, aber unterschiedlich diskutiert. Bei Patienten mit weiter Markhöhle ist die Prothese zum Zeitpunkt der Implantation im proximalen Teil als quasi gelockert zu betrachten. Ein kräftiger Zementsockel ist in der Lage, diesen Prozess zeitlich zu beeinflussen, er kann aber nicht den Verlauf bestimmen. Bei fester distaler Fixierung ist die Prothese bruchgefährdet, die ungenügende Verankerung führt zur aseptischen Lockerung. Selbstverständlich potenzieren Übergewichtigkeit und Vergrößerung des Biegemoments durch Langhalsprothesen und Varusstellung diesen Prozess. Sie sind aber letztlich keine entscheidenden Faktoren, die den Bruch verhindern oder herbeiführen können.

5 Schlussfolgerungen

Will man diesen Gedankengängen folgen, dann sind die bisher genannten Implantationsfehler in der Lage, den zeitlichen Ablauf des Implantatversagens, in das wir sowohl den Bruch als auch die aseptische Lockerung einschließen, zu beeinflussen. Wir sehen in der Verwendung eines uniformen Prothesensystems für alle Implantationssituationen (gleicher Schaft für weite und enge Markhöhlen) die entscheidende Ursache für Fehlergebnisse. Die Implantationsfehler sollten auf diese Punkte reduziert werden. Werden verschiedene Schaftstärken angeboten, dann entfällt das Problem der variablen Implantation ebenso wie das der medialen Zementabstützung. Letztlich ist die Verklemmung der Prothese im Femur Voraussetzung für Langzeitstabilität.

Diesem Gedanken folgend wurde die Geradschaftsprothese mit unterschiedlichen Schaftstärken entwickelt. Auch die zementfreie Verankerung ist nur möglich, wenn dem Femur anpassbare Gelenkersatzstücke zur Verfügung stehen. Auch wenn Willert (1985) im Wegfall des Zements den entscheidenden Vorteil der zementfreien Verankerung sieht, sind wir der Überzeugung, dass die Schaffung biodynamischer stabiler Verhältnisse durch Verklemmung der Prothese größere Bedeutung beizumessen ist. Der Knochenzement garantiert als eine Art Füllsubstanz die Möglichkeit der Frühmobilisation und Belastbarkeit des

Systems, die Verklebung der Prothese die Langzeitstabilität. Unsere Erklärung für den Prothesenbruch berücksichtigt folgende Punkte:

1. Die Implantation einer Prothese führt zur Änderung der Kraftverteilung im proximalen Femur. Der Kraftlinienfluss in einem Verbundsystem verläuft immer im steiferen Material, d.h., proximal hängt der Knochen an der Prothese, distal hat der Prothesenstiel keine Kraftleiterfunktion mehr.
2. Die axiale Belastung der Prothese führt immer zu Schwingungen, die bei festem Kontakt (enge Markhöhle) direkt auf den Knochen übertragen werden. Im Falle dicker Zementblöcke (weite Markhöhle) ist diese Übertragung gestört, die Prothese zerrüttet den Zement, der die Schwingungen nicht stabilisieren und auf den Knochen übertragen kann.
3. Damit ist die Prothese zum Zeitpunkt der Implantation im proximalen Anteil als quasi gelockert zu betrachten.
4. Bei fester distaler Fixierung entscheidet die Qualität des implantierten Materials, ob der Bruch einlaufen kann oder nicht (kein Materialfehler, aber ungeeignetes Material).
5. Bei insuffizienter distaler Fixierung führen die Schwingungen der Prothese zum Absinken der Einspannstelle und zur aseptischen Lockerung.
6. Es bleibt die Forderung nach verschiedenen Schaftstärken, die die biodynamische Stabilität im Sinne Schneiders garantieren.

Literatur

- [1] Andriacci, T. P.: A stress analysis of the femoral stem in total hip prosthesis. J. Bone Jt. Surg. 58-A (1976) 618-624
- [2] Baltensweiler, J.: Ermüdungsfraktur des Hüftprothesenschweifs. Chirurg 47 (1977) 410-414
- [3] Charnley, J. A.: Fracture of femoral prosthesis in total hip replacement. Clin. Orthop. Pel. Res. Ill (1975) 105-111
- [4] Collis, D. K.: Femoral stem fracture in total hip replacement. J. Bone Jt. Surg. 59-A (1977) 1033-1041
- [5] Galante, J. O.; Rostocker, W.; Doyle, J. M.: Failed femoral stems in total hip prosthesis. J. Bone Jt. Surg. 57-A (1975) 230-236
- [6] Gschwend, N.; Scherrer, H.; Dybowski, R.; Hohermuth, H.; Ravazi, R.; Staubli, A.; Wütrich, B.; Scherrer, A.: Allergologische Probleme in der Orthopädie. Orthopäde 6 (1977) 197-204.

- [7] Hein, W.; und Möser, M.: Biomechanische Probleme der Prothesenlockerung. Beitr. Orthop. Traumatol. 30 (1983) 679
- [8] Ders.; Wähnert, W.; und Möser, M.: Bruchuntersuchungen an Stahlprothesen. Hermsdorfer Technische Mitteilungen 62 (1983) 1959-1961
- [9] Holz, U.; und Ungethüm, M.: Klinische und experimentelle Untersuchungen wesentlicher Faktoren bei der dauerhaften Verankerung von Hüfttotalendoprothesen. Arch. Orthop. u. Unfallchirurgie 82 (1975) 195 bis 204
- [10] Jacob, H. A. C.; und Huggler, A. H.: An investigation into biomechanical causes of prosthesis stem loosening within the proximal end of the human femur. Biomechanics 13 (1980) 159-173
- [11] Kummer, B.: Die Beanspruchung des Femurs durch implantierte Endoprothesen. In: Rahamanzadeh, R., H. Faensen: Hüftgelenksprothetik. Berlin (West)/Heidelberg/New York/Tokio: Springer-Verlag S. 45
- [12] Mach, J.: Zur Problematik des Prothesenschaftbruches. Beitr. Orthop. Traumatol. 30 (1983) 397-402
- [13] Markolf, K.; und Amstutz, A. C.: A comparative experimental study of stress in femoral total hip replacement: the effects of prosthesis orientation and acrylic fixation. J. Biomech. 2 (1978) 9-21.
- [14] Möser, M.: Fraktographische Untersuchungen an gebrochenen Hüftgelenksendoprothesen aus CrNiMo-Stahl. Hermsdorfer Technische Mitteilung 62 (1983) 1962 bis 1963
- [15] Müller, M. E.: Heutiger Stand der Totalendoprothese der Hüfte. In: Rahamanzadeh, R.; M. Faensen: Hüftgelenkendoprothetik. Berlin (West)/Heidelberg/New York/ Tokio: Springer-Verlag 1984, S. 29
- [16] Perren, S. M.; Ganz, B.; und Rüter, A.: Mechanical induction of bone resorption. 4th Int. Osteol. Symp. Prag 1972
- [17] Schneider, R.: Die Totalendoprothese der Hüfte. In: Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie. Band 24, Bern/Stuttgart/Wien: Verlag Hans Huber 1982
- [18] Schönrrath, Chr.; Hein, W.; und Roth, W.: Stellenwert radiologischer Veränderungen nach Hüfttotalendoprothesenplastik bei der Lockerungsproblematik. Beitr. Orthop. Traumatol. 33 (1986) 57-81
- [19] Semlitsch, M.; Lorenz M.; und Wintsch, W.: Bruchuntersuchungen an gegossenen und geschmiedeten Kobaltbasislegierungen mit dem Rasterelektronenmikroskop und Verhütungsmaßnahmen gegen Ermüdungsbrüche an Hüftgelenksendoprothesen. Beitr. elektronenmikroskop. Direktabb. Oberfl. 6 (1973) 263-267

[20] Ungethüm, M.: Zur Problematik von Prothesenschaftbrüchen. Z. Orthop. 118 (1980) 187-199

[21] Willert, H. G.: pers. Mitteilung 1985