

# Bestimmung der Hüftkraftrichtung aus Bruchflächen von Hüftgelenksprothesen

M. Möser und W. Hein

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

## Zusammenfassung

Bei der Untersuchung gebrochener Hüftgelenksendoprothesen war auffällig, dass der Brucheinlauf nicht nur von lateral, wie erwartet, sondern auch von medial her erfolgte. Brucheinläufe von medial setzen einen Wechsel der Biegemomente von der Lateral- zur Medialseite der Prothese voraus. Hieraus kann abgeleitet werden:

1. Die Hüftkraft bzw. Hüftresultierende pendelt während des Gehens am prothesenversorgten Gelenk in ihrer Einfallrichtung um den mittleren, bruchgefährdeten Teil des Schaftes.
2. Das Pendeln der Hüftkraft lässt sich nicht allein durch den Zug der Hüftabduktoren erklären; der Ausschlag der Hüftkraft nach lateral (horizontal) setzt den Zug horizontal liegender Muskeln voraus.
3. Am Hüftgelenk sind horizontal ziehende Muskeln durch die sogenannten Außenrotatoren gegeben, die um so wirksamer sind, je tiefer sie unterhalb der Pfanne angreifen (z. B. M. obturator externus, M. quadratus femoris).

Die tief liegenden Hüftaußenrotatoren können als eine Art Untergurt angesehen werden, wie er von Fachwerkskonstruktionen her bekannt ist. Seine Aufgabe besteht im gegebenen Fall darin, die Hüftkraft zentral in die Achse des Schenkelhalses einzuleiten, so dass dieser rein auf Druck und nicht, wie bisher angenommen, auf Biegung beansprucht wird.

## Summary

Broken hip endoprotheses were examined visually. In most cases fracture was observed to start not only from the lateral side of the stem – as it was expected – but also from the medial side. The reason for this is a cyclic

change of the bending moment across the stem from the lateral side to the medial one. The following conclusions can be drawn:

1. During walking the force placed on the hip joint („hip force“) periodically changes its direction around the middle part of the stem, which is predisposed to cracking.
2. The periodic change of the hip force direction cannot only be due to the pull of the abductor muscles. Here the action of horizontal muscles is implied producing a corresponding horizontal component of the hip force.
3. At the hip, horizontal muscles are given by the so-called external rotators which become the more effective, the deeper below the hip joint they pull from the femur to the pelvis (e. g. M. obturator externus, M. quadratus femoris).

These deep-lying external rotators can be considered to form the lower chord – as it is known from technical frameworks – the purpose of which is to transmit the hip force to the central axis of the femoral neck.

Therefore, in general, the femoral neck should be stressed exclusively by compression and not by bending as it was supposed up to now.

## 1 Einleitung

Das Hüftgelenk ist als Kugelgelenk einfach gebaut, so dass es relativ problemlos durch eine Prothese ersetzt werden kann. Der Erfolg solcher Operationen hängt sowohl von der Qualität der implantierten Materialien als auch von der Verankerung derselben im Knochen ab. Die Probleme der Verankerung stehen aber in unmittelbarem Zusammenhang mit dem Kräftespiel des Gelenks und seiner Änderung durch die Operation.

Zur Zeit ist das „statische“ Modell der Kraftverteilung im Hüftgelenk von Pauwels allgemein anerkannt, das nur eine Beteiligung der Abduktoren als muskulären Gegenspieler zur einfallenden Kraft vorsieht. Der daraus bestimmte Kräfteverlauf müsste erwarten lassen, dass nach Implantation einer Prothese diese, wenn überhaupt, nur vom Rücken, also von lateral her, brechen dürfte (durch Ermüdung). Wir fanden jedoch auch Medialrisse, die mit dem Pauwels-Modell nicht erklärt werden können.

## 2 Das Gehen

Das Hüftgelenk hat seine Normalbelastung beim Gehen. Dieses läuft grob umrissen so ab, dass der Körper nach vorn fällt und durch das inzwischen vor ihn gebrachte Schwungbein abgefangen wird. Nunmehr als Standbein trägt es den Körper wieder nach oben, unterstützt durch den Vorwärtsimpuls, der sich aus dem Abstoßen des alten Standbeines ergibt.

Im Moment zwischen diesem Steigen und Fallen befindet sich das Schwungbein etwa neben dem Standbein. In der Einteilung nach Braune und Fischer (1895) handelt es sich

um die 16. Gangphase, auf die sich Pauwels (1965, 1973) mit der in der Abbildung 1 gezeigten Kräfterdarstellung bezieht.

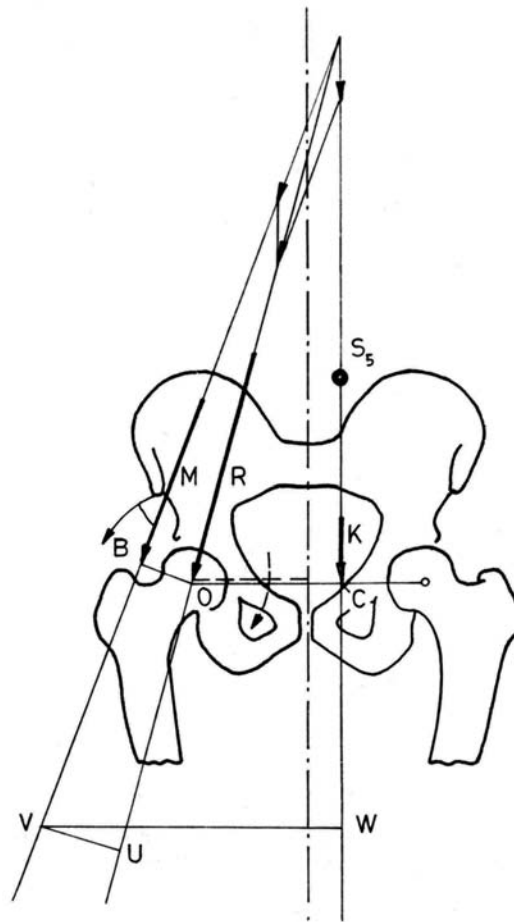


Abbildung 1: Pauwels-Modell der Kräfte am Hüftgelenk während des Gehens (16. Gangphase). Abduktoren als Gegendreher zum Körpergewicht

### 3 Das Pauwels-Modell

Das Becken wird als leicht abgewinkelte „Wippe“ gedacht, die sich auf dem Hüftgelenk dreht. Am längeren Hebel zieht als Last das Körpergewicht ( $K$ ), das als Körpergesamtwicht ( $G$ ) abzüglich Standbein verstanden wird ( $K \approx 0,8G$ ). Am nur ein Drittel so langen „Kraftarm“ sorgen die Abduktoren ( $M$ ) für Gleichgewicht, wozu sie das Dreifache des Körpergewichts aufbringen müssen ( $Kraft * Kraftarm = Last * Lastarm$ ). Die Resultierende ( $R$ ) aus beiden Kräften, im weiteren von uns als Hüftkraft bezeichnet,

lässt sich graphisch über das Kräftedreieck bestimmen (Abb. 1, oben). Es ergibt sich das etwa 3,5fache des Körpergewichts.

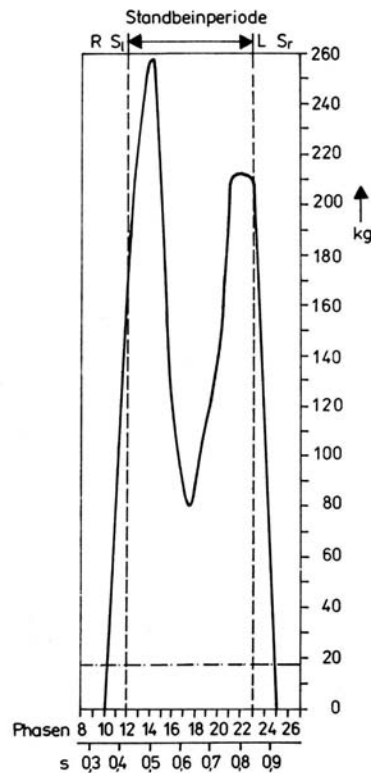


Abbildung 2: Beanspruchung des Hüftgelenks beim Gehen während einer Standbeinphase: Maximum beim Auftreten und Abstoßen, dazwischen ein Minimum bei Phase 17

Da die Abduktoren schräg ziehen, hier knapp  $30^\circ$  zur Femurachse, stellt sich auch für die Hüftkraft eine gewisse Schrägstellung ein. Die Abduktoren sind jedoch nicht in der Lage, die Hüftkraft in die Achse des Schenkelhalses hineinzusteuern, so dass dieser (nach vorliegendem Modell) nicht auf reinen Druck, sondern auf Biegung beansprucht wird.

Einwände können grundsätzlich in der Hinsicht geltend gemacht werden, dass eine Bewegungssituation als Ruhefall betrachtet wird. Wie von Pauwels (1965) selbst gezeigt wurde (Abb. 2), hat das Hüftgelenk in dieser Phase weniger als das Anderthalbfache des Körpergewichts zu tragen; die Hüftkraft ist ihrem Minimum nahe. Eine erste Hüftkraftspitze stellt sich beim Auftreten ein; sie fängt den weiteren Fall ab und leitet das Steigen ein. Nach EMC-Messungen von Sorbie und Zalter (1965) werden dabei folgende Muskeln aktiv (Abb. 3, die Hüftkraft ist als Kraftmoment angegeben):

- die Abduktoren ABD als die „Seitenspanner“ im Pauwels-Modell (Abb. 3a),

- der M. biceps femoris als einer der „Aufrichter“ (Abb. 3b, unten),
- der M. gluteus maximus (Abb. 3b), dem bisher keine eindeutige Funktion zugeordnet ist.

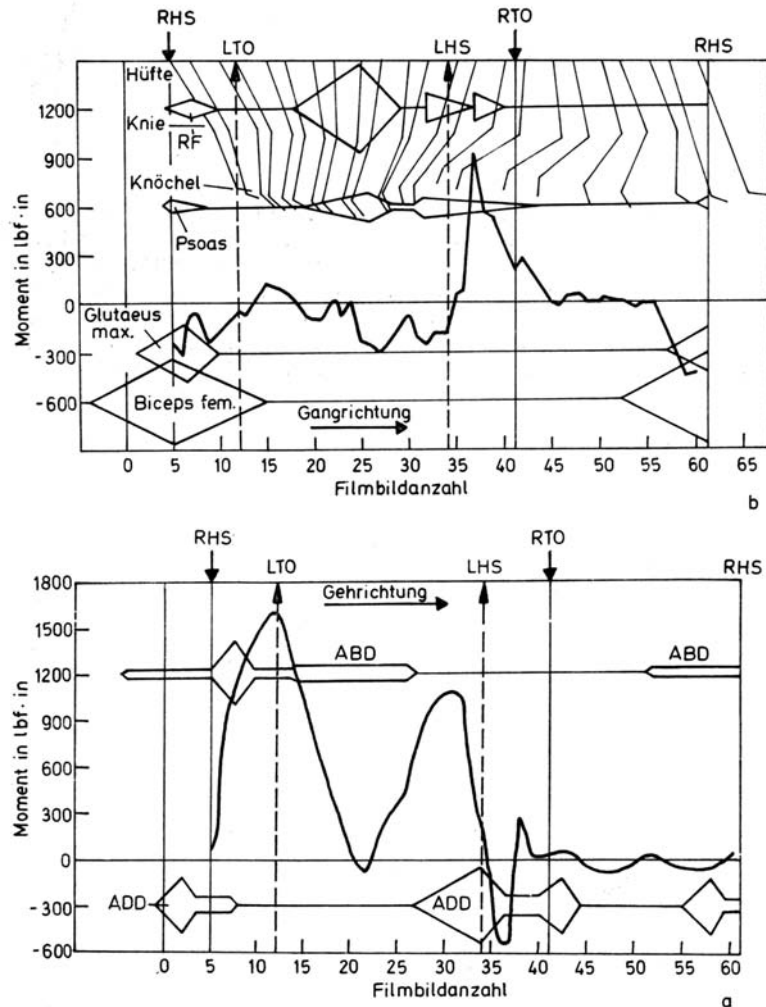


Abbildung 3: Beziehung zwischen Beanspruchung und Muskelaktivität (Sorbie and Zalter 1966), Darstellung übernommen aus: Endler, F. (1980). Von Interesse ist nur der Momentenverlauf in (a).  
 RHS: Auftritt der rechten Ferse (right heel stroke)  
 RTO: Rechter Fuß abgehoben (right toe off)  
 1 lbf \* in (pound-force inch) = 0,13 Nm

Der zweiten Hüftkraftspitze, gegeben durch die Abdruckphase, lässt sich lediglich eine Aktivität des M. rectus femoris (RF in Abb. 3b) zuordnen. Dieser setzt als „Kniestre-

cker“ ebenfalls am Becken an, und bekanntlich erfolgt das Sichabdrücken immer aus der Streckung des Kniegelenks heraus.

Der starke Abfall der Hüftkraft nach Beendigung der Steigphase lässt sich im Wesentlichen damit erklären, dass der Körper nun durch seine eigene Trägheit gegen seitliches Abkippen geschützt ist. Er stellt damit beim Gehen weniger ein Balancesystem, sondern mehr ein relativ stabiles Rotationssystem dar, in dem die jeweilige Standfläche als Drehpunkt dient. Deshalb ist Gehen letztlich weniger anstrengend als selbst zweibeiniges Stehen.

Von Bedeutung für das Kräftespiel im Hüftgelenk erscheint die Frage, ob die Muskulatur in der Lage ist, das Körpergewicht ( $K$ ) optimal in das Femur einzuleiten, was heißen müsste: biegungsfrei.

## 4 Winkel der Hüftkraft zur Femurachse

In Abbildung 1 kann man für diesen Winkel  $23^\circ$  messen. Im Allgemeinen bezieht man sich jedoch, wie z. B. Ritter u. Mitarb. (1973) oder Röhrle u. Mitarb. (1977) auf  $25^\circ$ . Bei Dietschi (1978) kann man  $30^\circ$  messen, während Charnley (1979) von  $20^\circ$  ausgeht. Die Hersteller von Prothesen prüfen, soweit bekannt, bei einem Winkel von nur etwa  $10^\circ$  (Ungethüm 1980, Semlitsch u. Willert 1970). Endler (1980) ist der Meinung, dass die Hüftkraft innerhalb eines Standbeinzyklus pendelt, und zwar im Winkel von  $8 - 32^\circ$  zur Vertikalen bzw. (bei Beachtung der Femurneigung von  $9^\circ$  zur Vertikalen) von  $17 - 41^\circ$  zum Femur.

## 5 Methode und Material

Auskünfte über die tatsächlichen Kräfteverhältnisse hofften wir aus der Untersuchung von gebrochenen Prothesen zu erhalten, da die Bruchfläche allgemein Rückschlüsse auf die einwirkenden Kräfte erlaubt, was ausführlich von Pohl (1956) gezeigt wurde. Zur Begutachtung kamen 25 gebrochene Prothesen vom Typ „Müller“, die uns zum Teil auch von anderen Kliniken überlassen wurden. Gefertigt sind diese Prothesen aus austenitischem CrNiMo-Stahl. Im Gegensatz zu Prothesen aus CoCrMo-Guss (z. B. Vitallium), liefern Stahlimplantate ein klares Bruchbild (Hildebrandt u. Möser 1982, Möser 1983). Ursache ist, dass diese Implantate geschmiedet werden und somit sehr feinkörnig sind. Unter den gegebenen Bedingungen (Chloridlösung) orientiert sich der Ermüdungsriß zwar innerhalb der Körner an bestimmten Kristallebenen, wie es bei Kobaltlegierungen grundsätzlich erfolgt, auf Grund der Feinkörnigkeit kann der Riß aber leicht in die Normalspannungsebene zurückgeführt werden. Die Auswertung einer Bruchfläche kann nur im Zusammenhang mit der Lage der Bruchstelle am Bauteil erfolgen, außerdem sind dessen konstruktive Merkmale zu berücksichtigen.

## 6 Konstruktive Eigenheiten der Müller-Prothese

Es handelt sich um eine Krumschaft-Prothese (Abb. 4), die die Lage der Schaftachse nicht auf den ersten Blick erkennen lässt. Sie verläuft nach Aussagen der Hersteller bzw. Willert u. Mitarb. (1980) von der Schaftspitze zum lateralen Kragenrand. Die Prothese gehört zum 45°-Typ, womit der Winkel zwischen Kragen und Schaft gemeint ist. Da der Hals hier senkrecht auf dem Kragen steht, ergibt sich zwischen Hals und Schaft ein „CCD-Winkel“ von 135°. Damit steht der Prothesenhals um 8° steiler als der natürliche mit etwa 127°. Die Prothese „valgisiert“; sie liegt mit ihrem Hals näher

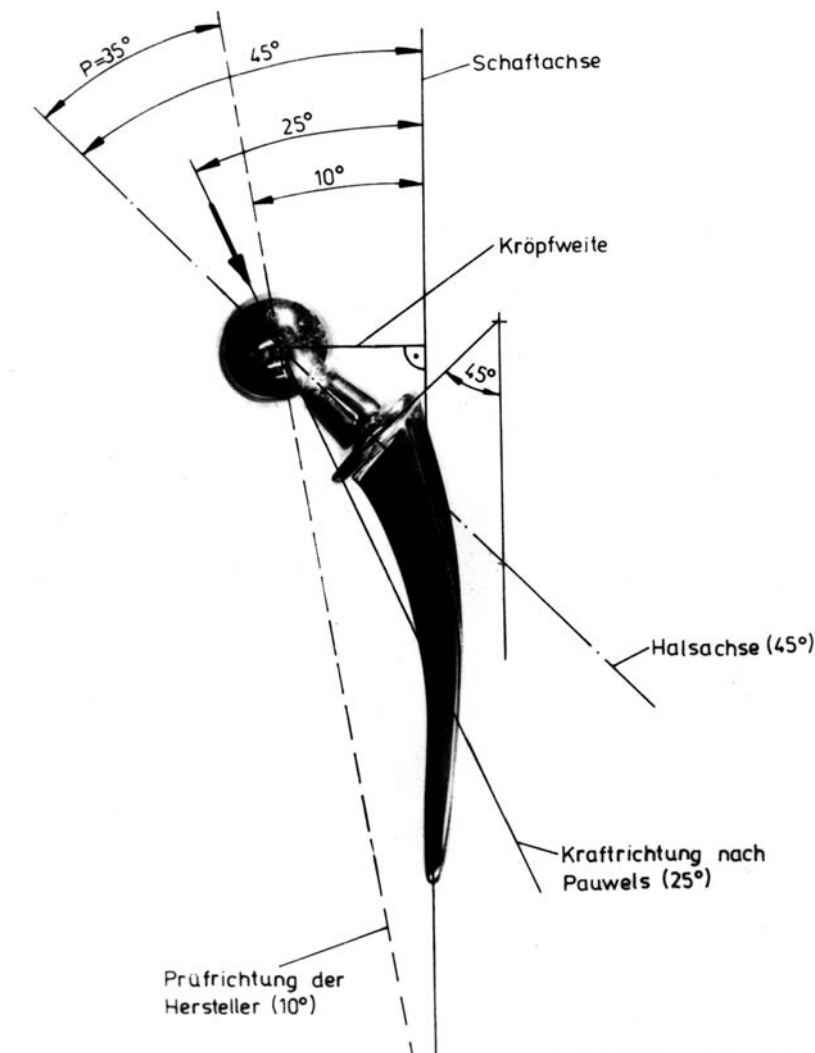


Abbildung 4: Müller-Prothese mit eingezeichneten Bezugslinien

der von Pauwels vorgegebenen Krafrichtung. Ältere Typen (McKee-Farrar, Thompson) gehören zur 30°-Gruppe mit einem entsprechenden CCD-Winkel von nur 120°. Ritter u. Mitarb. (1973) folgten streng Pauwels, indem sie einen Schaft/Kragen-Winkel von 65° vorschlugen. Der Kragen sollte damit senkrecht zur einfallenden Hüftkraft liegen und folglich das knöcherne Auflager gleichmäßig beanspruchen, während sich sonst eine Lastspitze am medialen Auflager ergeben müsste. Bei den Weller-Prothesen von Äsculap folgte man dieser Ansicht soweit, dass der Schaft/Kragen-Winkel von 40° auf 50° erhöht wurde und der CCD-Winkel von 135° auf 140° (Prospektangaben). Charnley (1979) ist dagegen auch bei den Prothesen der dritten Generation bei 130° als CCD-Winkel geblieben. Der senkrechte Abstand des Kopfmittelpunktes zur (verlängerten) Schaftachse, die Kröpfungsweite, beträgt bei Müller-Prothesen mit Normalhals etwa 35 mm, mit Kurzhals 30,5 mm und 40 mm bei langem Hals.

## 7 Untersuchungsergebnisse

Eine Müller-Prothese, auf die eine Kraft im Winkel von 25° zur Schaftachse einfällt, würde von dieser (die Kraft ist auf der Wirkungslinie frei verschiebbar) etwas unter der halben Schafthöhe geschnitten (Abb. 4). Das Biegemoment – es ergibt sich aus Kraft mal dem Abstand der gegenüberliegenden Prothesenseite senkrecht zur Wirkungslinie – kann dort vernachlässigt werden, wo letztere im Prothesenschaft verläuft. Demnach wären in diesem Bereich keine Brüche zu erwarten. Erfahrungsgemäß gehört gerade dieser Bereich aber zur Hauptbruchzone, die durch das gesamte mittlere Schaftdrittel gegeben ist. Das mag auch der Grund für die Hersteller gewesen sein, ihre Modelle, wie schon erwähnt, bei sehr steilem Krafteinfall (10°) zu prüfen.

Oberhalb der Schnittstelle verläuft nach Abbildung 4 die Kraft medial von der Prothese. Nur die Lateralseite steht unter Zug, und Risse als Folge der Wechselbeanspruchung müssten ausschließlich von dort her einlaufen. Wir haben jedoch gefunden, dass dies allenfalls bei Prothesen der Fall ist, die proximal, zu Beginn des mittleren Drittels, gebrochen sind. Interessanterweise war jedoch unsere am weitesten proximal gebrochene Prothese auch von medial her eingerissen (Abb. 5a und b). Das bedeutet, dass die Medialseite zyklisch unter Zug gestanden hat, die Prothese also nicht nur nach medial, sondern auch nach lateral gebogen wurde.

Anders ausgedrückt: Die Kraftwirkungslinie bzw. Hüftkraft ist zyklisch von medial/vertikal nach lateral/horizontal gependelt. Um das erforderliche Biegemoment entfalten zu können, dürfte sie noch jenseits der Halsachse verlaufen sein. Die Abreißkante gibt den Punkt an, wo die Biegemomente von beiden Seiten her gleich groß waren, kennzeichnet also eine gewisse Mittellage. Die Röntgenaufnahme (Abb. 5c) zeigt für diese Prothese die zu erwartende Valgusstellung.

Es handelt sich zwar bei dieser Prothese um einen Ausnahmefall, der aber eine Tendenz ankündigt: Nach unten zu wird der mediale Bruchanteil immer größer (Abb. 6), bis er schließlich fast die gesamte Bruchfläche einnimmt (Abb. 7). Die Bruchstrukturen zeigen sich im letzteren Fall als völlig eingeebnet. Tiefliegende Bruchstellen schränken die Gehfähigkeit offenbar wenig ein.



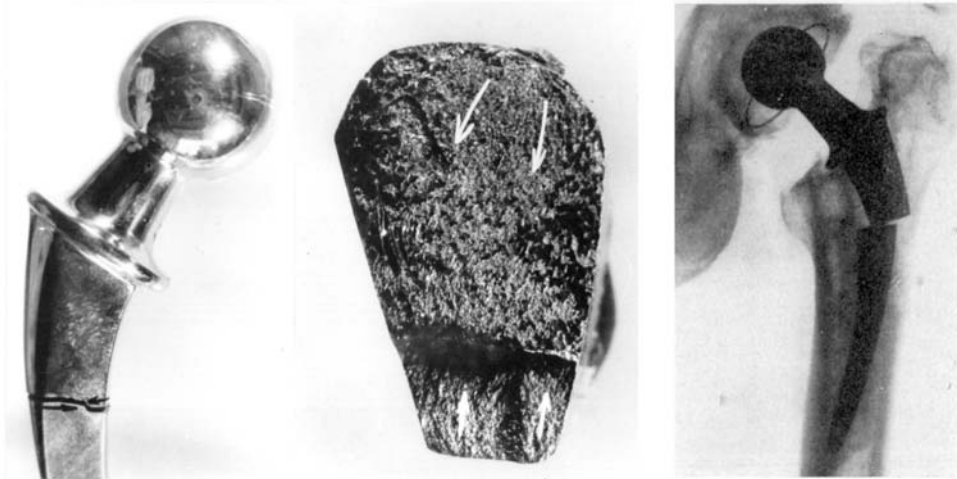


Abbildung 5: Weit proximal gebrochene Prothese

- a) Teilansicht: Einem längeren Lateralriss ist leicht versetzt ein Riss von medial her entgegengelaufen
- b) Bruchfläche: die lokale Rissausbreitung ist durch Pfeile markiert, deutliche Abreißkante
- c) Röntgenaufnahme; die Prothese zeigt Valgusstellung

Auch proximal gebrochene Prothesen weisen gelegentlich völlig zerriebene Bruchflächen auf. Die Bruchflächenaufteilung bleibt gewöhnlich erkennbar, da gegenläufige Anrisse selten das gleiche Höhenniveau aufweisen. Gelegentlich fanden sich weitere Anrisse nahe der Bruchstelle. Sie verdeutlichen, dass während des Risswachstums die Einspannstelle der Prothese im Femur weiter absank, die Auslockerung des Gesamtverbundes also zunahm.

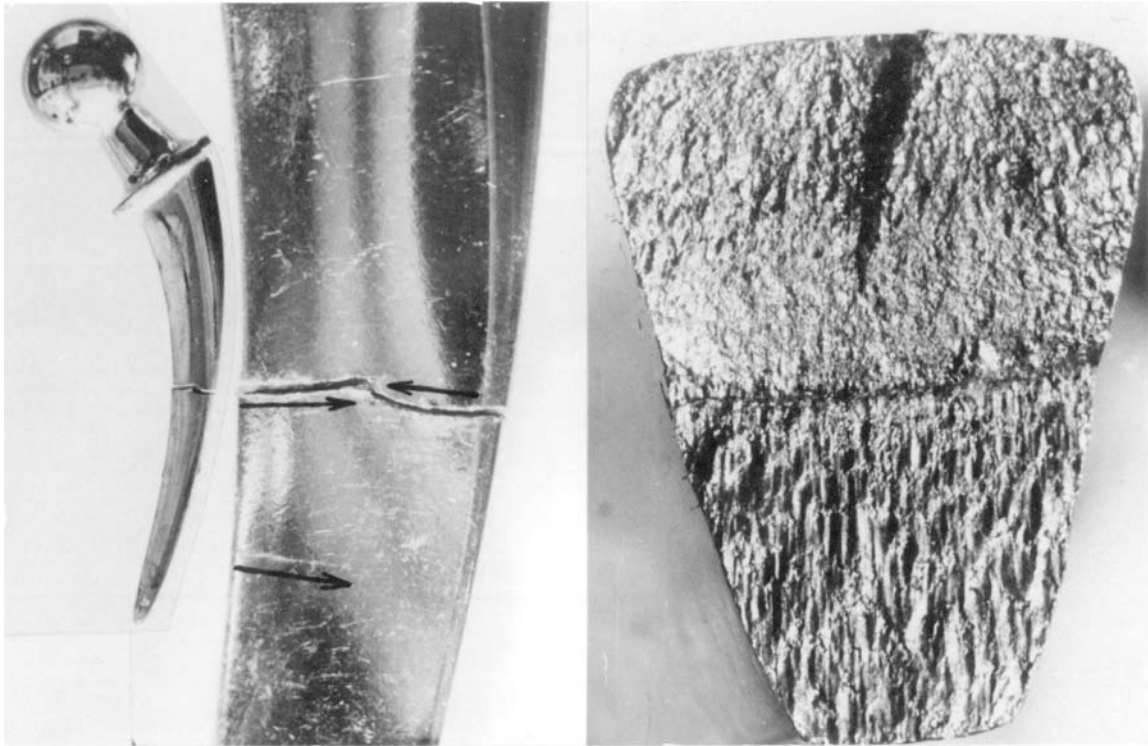


Abbildung 6: Bruch in Schaftmitte

- a) Übersichtsaufnahme
- b) Ausschnitt: Von medial und lateral her sind Risse bis zu gleicher Tiefe eingelaufen, ein weiterer Medialriss (nachgezogen) findet sich unter der Bruchstelle
- c) Bruchfläche: der mediale Anteil ist stark gestaucht

In Abbildung 8 ist die Lage der Bruchstellen für die untersuchten 25 Prothesen eingezeichnet, getrennt nach den 3 Grundtypen. Markiert wurde immer die Abreißzone. Eventuelle Stellungsabnormalitäten (varus/valgus) wurden nicht berücksichtigt. Trotzdem gruppieren sich die Punkte recht gut um eine Linie, die für Normalprothesen im Winkel von etwa  $27^\circ$  zur Schaftachse liegt. Bei Kurzhalsprothesen beträgt dieser Winkel  $28^\circ$  und bei Langhalsprothesen  $30^\circ$ . Die Abreißzonen geben nur die Mittellage der Hüftkraft an. Das Auspendeln könnte man nach jeder Seite mit  $17 - 18^\circ$  annehmen. Das führt zu einem Pendelbereich, der sich von  $10^\circ$  bis  $45^\circ$  erstreckt und der in Abbildung 4 als Winkel P eingezeichnet ist. Der erste Wert wäre die Prüfrichtung der Hersteller, der letzte ist durch die Halsachse gegeben. Der genannte Pendelbereich, der insgesamt also  $35^\circ$  erfasst, ist etwas größer als der von Endler (1980) angegebene ( $17 - 41^\circ$ ).



Abbildung 7: Distal gebrochene Prothese a) Übersicht

b) Ausschnitte: die Bruchenden sind stark gestaucht, oberhalb der Bruchstelle wird ein (weiterer) Medialriss sichtbar

c) Bruchfläche: trotz starker Stauchung ist die Bruchaufteilung erkennbar: einem tiefen Medialriss ist ein kurzer Lateralriss entgegengelaufen

## 8 Diskussion

Das gefundene starke Auspendeln der Hüftkraft bis etwa  $45^\circ$  nach lateral/horizontal kann nicht den Abduktoren angelastet werden, denn sie selbst ziehen mit etwa  $30^\circ$  zur Achse des Femurs bzw. der Prothese wesentlich steiler. Offenbar ist eine stark horizontal orientierte Muskelgruppe beim Gehen grundsätzlich beteiligt. Dabei kann es sich nur um die Muskeln handeln, die am oder im Becken unterhalb der Pfanne entspringen und zum Ansatz des Schenkelhalses ziehen (M. quadratus femoris, M. obturator externus und internus, Mm. Gemelli). Als lediglich Außenrotatoren sind sie sicherlich unterbewertet, vielmehr dürften sie den aus Fachwerkskonstruktionen der Technik gut bekannten Untergurt darstellen. Dieser sorgt dafür, dass die Stäbe eines Tragwerkes nicht auf Biegung, sondern nur auf Zug oder Druck beansprucht werden. Im Gegensatz zu Druckspannungen können Zugspannungen recht gut durch Seile („Seilspannwerk“, z. B. Hängebrücke) oder eben auch Muskeln usw. übertragen werden. Je tiefer diese Muskeln angreifen, um so

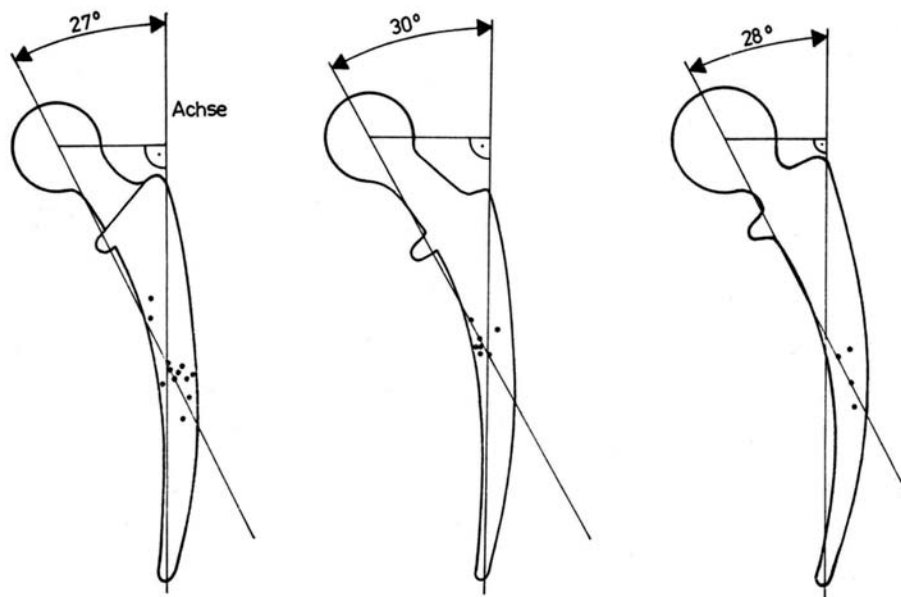


Abbildung 8: Bruchlagen von 23 Prothesen; markiert wurde die Abreißzone

- a) Normalhalsprothesen; die Abreißzonen lassen sich einer „Bruchlinie“ zuordnen, die vom Hüftkopf unter einem Winkel von  $27^\circ$  zur Schaftachse einfällt
- b) Langhalsprothesen; Winkel der Bruchlinie etwa  $30^\circ$
- c) Kurzhalsprothesen; Bruchlinienwinkel  $28^\circ$

wirksamer sind sie, das betrifft speziell den M. quadratus femoris und den M. obturator externus.

Wenn am Hüftgelenk ein solcher Untergurt betätigt wird, kann sein eigentlicher Sinn nur sein, dafür zu sorgen, dass der Schenkelhals kein „Biegestab“ wird, sondern ein reiner „Druckstab“ bleibt und dieses gemeinsam mit dem gegenüberliegenden Teil des Beckens (Sitzbein). Probleme des Gelenks werden damit zu Problemen der Abspannung der jeweiligen Partner. Eine Abspannung erfolgt grundsätzlich räumlich, weswegen es mehrerer Muskeln bedarf, und auch Bänder spielen als Bewegungssperre hierbei eine Rolle. Die Abspannung muss für jede Bewegungsphase neu angesteuert werden. Dazu benötigt der Knochen ein Kräfteerkennungssystem. Man kann annehmen, dass dieses System durch Entfernen des Schenkelhalses und der Gelenkkapsel stark geschädigt wird. Immerhin erkennt es, dass sich die Stelle der Krafteinleitung im Femur nach distal verschoben hat und stellt die Hüftkraft nun steiler. Die Krafteinleitung erfolgt außerdem über eine relativ breite Zone, die offenbar während eines Gehzyklus durch die Hüftkraft pendelnd überstrichen wird.

Zu diskutieren wäre, ob der Träger einer Endoprothese es möglicherweise deshalb ge-

worden ist, weil am betreffenden Gelenk die Abspannung nicht mehr richtig angesteuert wurde, d. h., Schenkelhals und -kopf wurden nicht mittig (axial) belastet.

## Literatur

- [1] Braune, W.; und Fischer, O.: Der Gang des Menschen. Versuche am unbelasteten und belasteten Menschen. Abh. math.-phys. Cl. Königl. Sächs. Ges. Wiss. 21 (1895) 153-322.
- [2] Charnley, J.: The Low Friction Arthroplasty of the Hip. Berlin: Springer Verlag 1979.
- [3] Dietschi, C.: Zur Problematik des künstlichen Hüftgelenks. Schriftenr. Mediz. Orthop. Techn., Bd. 3, Stuttgart: A. W. Gentner Verl. 1978.
- [4] Endler, F.: Einführung in die Biomechanik und Biotechnik des Bewegungsapparates. In: Orthopädie in Praxis und Klinik, Hrsg. A. N. Witt u. a., Stuttgart: Georg-Thieme Verlag 1980, Bd. 1, Kap. 2.
- [5] Hildebrandt, G.; und Möser, M.: Implantatbrüche – klinische und fraktographische Untersuchungen. Beitr. Orthop. Traumatol. 29 (1982) 541-554.
- [6] Möser, M.: Fraktographische Untersuchungen an gebrochenen Hüftgelenkprothesen. Hermsdorfer Techn. Mitteil. 62 (1983) 1962/63.
- [7] Pauwels, F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Berlin: Springer Verlag 1965.
- [8] Ders.: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie. Berlin: Springer Verlag 1973.
- [9] Pohl, E.: Das Gesicht des Bruches metallischer Werkstoffe. Bd. I/II. München u. Berlin: Allianz-Versicherungs-AG 1956.
- [10] Ritter, G.; Grünert, A.; und Schweikert, C.-H.: Biomechanische Ursachen von Lockerung und Bruch der Hüftendoprothesen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 154-164.
- [11] Röhrle, H. u. Mitarb.: Der Kraftfluss bei Hüftendoprothesen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 89 (1977) 49-60.
- [12] Semlitsch, W.; und Willert, H. G.: Kobaltbasis-Legierungen im Guss- und Schmiedezustand als Implantatwerkstoff. Medizin. Orthopäd. Techn. 96 (1976) 86-90.
- [13] Sorbie, C.; und Zalter, R.: Bioengineering studies of the forces transmitted by joints. I. In: Biomechanics and Related Bioengineering Topics. Ed. K. Kenedi Oxford: Pergamon Press 1965 p. 359-367, zit. nach Endler, F.

- [14] Ungethüm, M.: Technological test-methods for hip prostheses. Arch. Orthop. Traumat. Surg. 97 (1980) 285-292.
- [15] Willert, H.-G., Buchhorn, U.; und Zichner, L.: Clinical experience with Mueller total hip endoprosthesis of different design and material. Arch. Orth. Traumat. Surg. 97 (1980) 197-205.