

Änderung der Biomechanik dysplastischer Hüftgelenke durch Implantation einer Hüfttotalendoprothese

Changes of biomechanical parameters in dysplasia of the hip by total hip replacement

Zusammenfassung

Studienziel: Die Hüftdysplasie führt zu einem Kraftverlust und Hinken sowie zu einer Koxarthrose. Es soll untersucht werden, wie die Implantation einer Totalendoprothese die ungünstigen biomechanischen Verhältnisse verändert. **Methode:** 153 Patienten mit dysplastischen oder angeboren luxierten Hüften wurden 173 Totalendoprothesen implantiert. Ein zweidimensionales mathematisches Modell der Hüfte im Einbeinstand wurde genutzt, um die Auswirkung der Positionierung der Prothesenteile zu untersuchen. **Ergebnisse:** 63% der Prothesen wurden rechts, 72% links implantiert. Vor der Implantation betrug der CCD-Winkel $146^\circ \pm 10^\circ$, postoperativ 135° . Die Oberschenkel wurden im Mittel 1 cm verlängert. Das Offset wurde von 30 mm auf 40 mm verbessert. Nach Implantation wurde die Gelenkkraft um 21% vermindert. **Schlussfolgerungen:** Eine Verminderung der Gelenkkraft kann durch Reduzieren des CCD-Winkels erreicht werden. Weiterhin wird die Hüftbelastung durch distale und mediale Positionierung des Zentrums der Hüftpfanne reduziert. Die Distalisierung des Hüftgelenkzentrums hat erhebliche positive Auswirkungen auf Muskel- und Gelenkkraft.

Schlüsselwörter:

Hüftgelenk · Hüfttotalendoprothese · Biomechanik · Coxa valga · Hüftdysplasie

Abstract

Aim: Dysplastic hips or dislocated hips lead to loss of muscle strength, claudication, and finally to coxarthrosis. This study analytically compares the hip joint forces in normal, dysplastic hips and hips after implantation of a hip prosthesis for several positions. **Method:** The results of 173 total hip replacements in 153 cases of either severe congenital dysplasia or dislocation were analyzed. A 2 dimensional mathematical model of the hip was developed to evaluate the effects of surgically achievable mechanical alterations such as acetabular placement, femoral shaft-prosthetic neck angle, and neck length of the femoral prosthesis. **Results:** 63% of the hip prosthesis were implanted on the right, 72% on the left. Before implantation, the femoral shaft-prosthetic neck angle in mean was $146^\circ \pm 10^\circ$, after implantation it was 135° . The hip centre was displaced on an average 10 mm distally. Postoperatively hip joint force was increased 21%. **Conclusion:** Minimum joint contact forces occurred when the femoral shaft-prosthetic neck angles were small. The loads on the hip were lowered significantly by placing the centre of the acetabulum as far inferiorly and medially as possible. Another important finding is that displacement of the hip centre distally has a great effect on muscle performance and hip joint force.

Key words:

Hip joint · total hip arthroplasty · biomechanics · coxa valga · dysplasia

Institutsangaben

Orthopädische Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover im Annastift e.V.,
Leiter: Univ.-Prof. Dr. med. C.J. Wirth

Korrespondenzadresse

Dr. med. J. Carls · Orthopädische Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover im Annastift e.V. ·
Anna-von-Borries-Str. 1 – 7 · 30625 Hannover · Tel.: 0511/5354-340 · Fax: 0511/5354-682 ·
E-mail: carls@annastift.de

Bibliografie

Z Orthop 2002; 140: 527–532 · © Georg Thieme Verlag Stuttgart · New York · ISSN 0044-3220

Einleitung

Die nicht erkannte oder unzureichend behandelte Hüftdysplasie des Kindes führt als präarthrotische Deformität zur Dysplasiekoxarthrose des Erwachsenen [10].

Die Hüftdysplasie mit den Komponenten der steilgestellten, abgeflachten und nach oben ausgezogenen Hüftpfanne, des steilen Schenkelhals-Schaft-Winkels (Coxa valga) sowie der Antetorsion (Coxa antetorta) verkleinert die Hüftbelastungszone [13].

Die Erhöhung der Beanspruchung des pathologisch verformten Knochens hat einen Anbau von Knochengewebe zur Folge. Der Knochenanbau steht im Verhältnis zu der die Norm überschreitenden Spannungsgröße [13]. Ein Beispiel hierfür ist u. a. auf dem Röntgenbild des Hüftgelenkes die Form der Knochenverdichtung im Pfannendach, die in der französischen Literatur als „sourcil“ (Augenbraue) bezeichnet wird [13].

Bei primärer oder sekundärer Subluxation des Femurkopfes, bei welcher der Gelenkdruck auf einen kleinen Bereich am Pfannenerker konzentriert ist, hat die Knochenverdichtung oft die charakteristische Form eines gegen den Pfannenerker hin ansteigenden Keils, der wiederum der Form des Spannungsdiagramms entspricht (Abb. 1) [13].



Abb. 1 Sourcil (frz. Augenbraue): Knochenverdichtung im Pfannendach (Pfeil) Diese hat die charakteristische Form eines gegen den Pfannenerker hin ansteigenden Keils, die wiederum der Form des Spannungsdiagramms entspricht [13] (Seiten 4, 132).

Die Übereinstimmung der Form der Knochenverdichtung im Pfannendach mit der Form des Diagramms der auftretenden Druckspannungen ist von großer Bedeutung, da sie unmittelbar über die Größenverteilung des Gelenkdrucks Auskunft gibt [13]. Die Therapie der Dysplasiekoxarthrose des Erwachsenen – auf die insbesondere eingegangen werden soll – hat sich verändert.

Während es früher das Hauptziel der Therapie war, durch korrigierende Eingriffe die anatomisch normale Gestalt des Hüftgelenkes wiederherzustellen und damit eine Druckentlastung im arthrotisch veränderten Hüftgelenk zu versuchen [13], kommt in letzter Zeit bei der Behandlung der Dysplasiekoxarthrose zu-

nehmend die Alloarthroplastik zum Einsatz [3, 7, 10]. Dies liegt an der konsequenten Weiterentwicklung der Hüfttotalendoprothesen unter besonderer Berücksichtigung der dysplastischen Gelenkkomponenten.

Ziel der Alloplastik ist es, durch dosierte Änderung der mechanischen Beanspruchung das biomechanische Gleichgewicht zwischen der Größe und Art der mechanischen Beanspruchung auf der einen Seite und der Resistenz und Reaktionsfähigkeit der Gewebe des Stützapparates auf der anderen Seite zu optimieren [3, 7, 10].

Aus dem oben gesagten geht hervor, dass eine Veränderung des Femurhalswinkels bzw. eine Änderung des Momentarmes der Abduktoren eine Wirkung auf die Kräfte im Hüftgelenk haben muss [13].

Da genau diese Effekte bei einer Alloarthroplastik des dysplastischen Hüftgelenkes eintreten, sollen im Folgenden die Ausmaße der biomechanischen Veränderungen untersucht werden. Diese Veränderungen sind bislang nur in begrenztem Maße quantitativ an einem größeren Patientenkollektiv beschrieben – wie eine Literaturrecherche („Medline“; 1966 bis 2001) zeigte.

Methode

Die biomechanische Wirkung von Hüfttotalendoprothesen als Ersatz arthrotisch veränderter dysplastischer Hüften untersuchen wir an 153 Patienten (173 Hüften). Hiervon waren 127 (84%) weiblichen und 26 (16%) männlichen Geschlechts. 19 Patientinnen (13%) erhielten bilateral Prothesen, bei 2 männlichen Patienten (1%) wurde simultan eine Prothese doppelseitig implantiert. 63% der Prothesen wurden rechts, 72% links implantiert. Es wurden nur Patienten in die Studie einbezogen, bei denen eine Schraubpfanne ohne eine Pfannendachplastik eingebracht werden konnte.

Das Durchschnittsalter aller Patienten betrug 54 ± 10 Jahre.

164-mal wurde ein Standardschaft des Typs Bicontact® (Fa. AESCULAP®) mit Plasmapore®-Beschichtung versorgt. Die Größe des implantierten Standardschafts betrug im Durchschnitt 12 ± 2 mm (75 mm unterhalb der medialen Schaftschulter gemessen). 9-mal (5%) wurde ein Bicontact-SD-Schaft („Dysplasieschaft“) mit den Größen 9–14 mm (Median 10 mm) eingesetzt. Im Vergleich zu den Standardschäften sind die Dysplasieschäfte distal, medial, und im Bereich der bilateralen Flügel gekürzt bzw. verkleinert. Auch diese Schäfte sind in ihrem proximalen Teil mit einer mikroporösen Plasmapore®-Beschichtung versehen.

Der Winkel zwischen Schaft und Hals beider Prothesentypen beträgt 135° . Die keramischen BioloX®-Hüftköpfe des modularen Systems, die eingesetzt wurden, hatten einen Durchmesser von 28 mm.

Allen 153 Patienten wurden Hüftpfannen-Schraubringe des Typs „München“ (Fa. AESCULAP®) implantiert. Die Schraubpfanne aus Reintitan hatte im Mittel einen Durchmesser von 48 ± 6 mm. In 139 (80%) der 173 Schraubringe setzte man ein symmetrisches Kunststoffinlay (Chirulen®) ein. Nur 13 (8%) der 173 Schraubrin-

ge erhielten ein asymmetrisches Kunststoffinlay („Dysplasieinlay“).

Es wurden mechanisch wichtige Parameter in Röntgenbildern des Beckens mit abgebildetem Femur in a.p.-Projektion manuell zeichnerisch bestimmt:

- Drehzentrum des Hüftkopfes. Hierzu wurde ein Lineal mit konzentrischen Kreisen benutzt. Mit einem Bleistift konnte hiermit das Zentrum des Kreises, welcher am besten die Rundungen des artikulierenden Hüftkopfes wiedergibt, als Punkt markiert werden (Abb. 2).
- Das Offset, d.h. die orthograde Strecke zwischen Mittellinie des Femur zum extrapolierten Zentrum der Hüftpfanne [2,4,5,13] (Abb. 2).
- d_M Momentarm der Muskeln nach Cochran [2], dies ist in Näherung die Strecke zwischen Ansatz der Abduktoren und Drehzentrum des Hüftkopfes (Abb. 2).
- Die Höhendifferenz, d.i. die Distanz je einer horizontal durch Kopfzentrum und oberer Begrenzung des Trochanter major verlaufenden Linie. Diese Differenz, prä- und postoperativ verglichen, ist ein Maß für die Verlängerung oder Verkürzung des Femurs durch die Operation. Weiterhin gibt diese Differenz Hinweise für die mögliche muskuläre Funktion der Abduktoren (Trendelenburg-Zeichen)

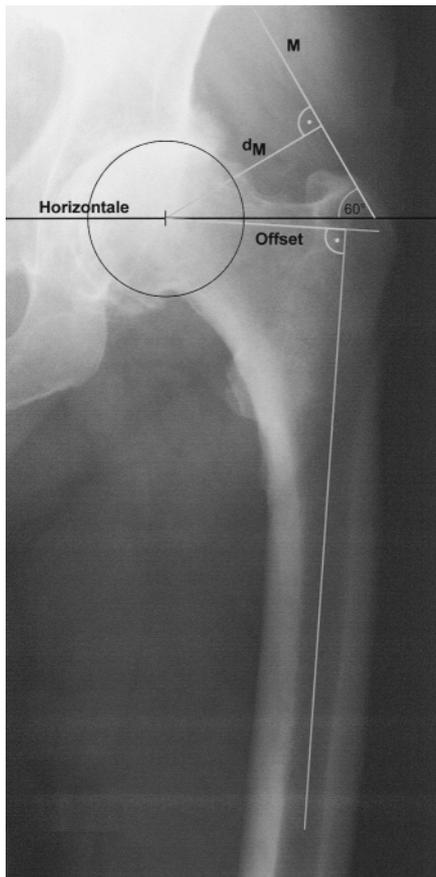


Abb. 2 Ausschnitt eines Röntgenbildes der Hüfte mit Illustration der gemessenen Strecken.

Bei der Röntgenaufnahme lagen die Patienten standardisiert auf dem Rücken und hielten das zu untersuchende Bein gestreckt und 15° innenrotiert. Diese Lagerung wurde sowohl prä- als auch postoperativ durchgeführt. Die Messfehler von Strecken in der Frontalebene folgen bei Beugekontrakturen oder Außendrehkontrakturen einer Kosinusfunktion. D.h., wenn bei korrekter

Lagerung (15° Innenrotation) zum Beispiel das gemessene Offset 30 mm betrage, beträgt dieses bei 0° Rotation (15° Abweichung) 29 mm, was einem Messfehler von nur 3,3% auf dem Röntgenbild entspräche.

Modell für die Berechnung der Muskelkraft der Hüftabduktoren

Für ein Modell einer gesunden Hüfte genügt es, die Aufgabe auf ein einfaches Hebelsystem im Gleichgewicht zu reduzieren, bei dem alle Kräfte parallel wirken.

Das Verhältnis d_M (Hebelarm der Muskeln) zum Hebelarm d_G (Hebelarm des Körpergewichts) werde mit 1 : 3 [2] angenommen (Abb. 3) [2].

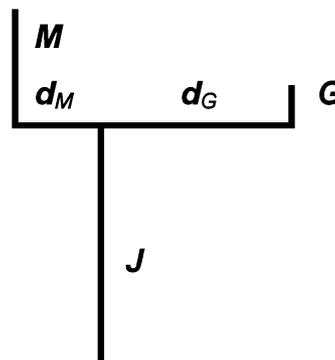


Abb. 3 Vereinfachtes Hebelsystem an der Hüfte, das sich im Gleichgewicht befindet [2].

Unter dem Drehmoment versteht man das Produkt aus dem Kraftbetrag F und dem Hebelarm d . Sie gibt die Kraft an, die senkrecht zum Hebelarm wirkt. Am Hebel herrscht Gleichgewicht, wenn sich der Hebel nicht bewegt. D.h., dass die Summe M_1 der Drehmomente im Uhrzeigersinn so groß ist wie die Summe M_2 der Drehmomente im Gegenzeigersinn.

$$M_1 = M_2 \text{ (Momentengleichgewicht)}$$

Für das Momentgleichgewicht des Hüftgelenks ist das Muskelmoment (Abduktoren) gleich dem Schwerpunktmoment (5/6 des Körpergewichtes) bzw. die Vektorsumme der Momente = 0.

Dabei ist M (Muskelkraft) unbekannt. Hebelarm d_M (Hebelarm der Muskeln) sei 0,06 m; G (5/6 des Körpergewichtes: $5/6 \times 9,81 \text{ ms}^{-2} \times 75 \text{ kg}$) ~ 613 N; Hebelarm d_G (Hebelarm des Körpergewichtes) sei 0,15 m. Wenn die Momente im Uhrzeigersinn mit (+) bezeichnet werden, dann gilt:

$$-(M \times 0,06 \text{ m}) + (613 \text{ N} \times 0,15 \text{ m}) = 0$$

$$M = \frac{613 \text{ N} \times 0,15 \text{ m}}{0,06 \text{ m}} = \frac{92 \text{ Nm}}{0,06 \text{ m}} = 1533 \text{ N}$$

Die Kraft, die die Abduktoren unter oben vorgegebener Bedingung im **Einbeinstand** aufwenden müssen, beträgt rund 1500 N, d.h. etwa 156 kp.

Dieser Wert stimmt gut mit den Werten der Literatur überein: Cochran (1988) gibt 1375 N an, Delp (1993) in einem sehr aufwändigen dreidimensionalen Computermodell unter Berücksichtigung von 25 Muskeln als errechneten Mittelwert 1420 N.

Unser Wert liegt etwas höher als der anderer Autoren, da wir für d_M (Hebelarm der Muskeln) 0,06 m annahmen, Cochran ebenfalls 0,06 m setzte, jedoch für G 82,5 N und Delp für d_M 0,048 m setzte.

Um die auf die abduzierende Muskulatur einwirkende Kraft in der koronaren Ebene zu ermitteln, gilt somit folgende allgemeingültige Formel:

$$M = \frac{G \times d_G}{d_M}$$

Ergebnisse

- Vor der Operation betrug der CCD-Winkel $146^\circ \pm 10^\circ$; postoperativ, weitgehend durch die Prothesenform vorgegeben $135^\circ \pm 2^\circ$.
- Das Offset (orthograde Strecke zwischen Mittellinie des Femurs zum extrapolierten Zentrum der Hüftpfanne [2,4,5,13]) lag im Mittel präoperativ bei 30 ± 13 mm, postoperativ bei 40 ± 7 mm.
- Der Momentarm der Muskeln (d_M) betrug präoperativ $53,2 \pm 3,1$ mm, postoperativ $54,2 \pm 0,63$ mm. Dies bedeutet, eine signifikante Änderung kann nicht nachgewiesen werden.
- Die Höhendifferenz, d.i. die Distanz je einer horizontal durch Kopfzentrum und oberer Begrenzung des Trochanter major verlaufenden Linie betrug vor der Operation $+9,9 \pm 15$ mm (Kopfzentrum oberhalb der Trochanter Spitze).
- In der Klassifikation dysplastischer Hüften nach Crowe (1979) [3,7] waren 120 Hüften der Klasse I, 47 Hüften der Klasse II und 6 Hüften der Klasse III zuzuordnen.
- Die Höhendifferenz betrug nach Prothesenimplantation $-0,63 \pm 8,2$ mm (Kopfzentrum im Mittel vernachlässigbar unterhalb der Trochanter Spitze). D.h., dass das durch die Coxa valga im Verhältnis zum Trochanter major proximal stehende Hüftkopfzentrum durch Prothesenimplantation somit im Mittel distalisiert wurde, wobei interindividuell große Schwankungen bestanden.

Änderung der auf die abduzierende Muskulatur einwirkende Kraft nach Prothesenimplantation

Angewandt auf die untersuchten Patienten ergibt sich kein relevanter Unterschied bezüglich der Muskelkraft M prä- und postoperativ (die mechanischen Werte seien: Körpermasse 75 kg, Distanz zwischen Drehpunkt des Hüftkopfes und dem Lot des Körpergewichtes G 0,15 m). Durch diese Maßnahme ist M_{post} postoperativ nur um etwa 2% geringer:

$$M_{präoperativ} = \frac{613 \text{ N} \times 0,15 \text{ m}}{0,053 \text{ m}} \approx 1738 \text{ N}$$

$$M_{postoperativ} = \frac{613 \text{ N} \times 0,15 \text{ m}}{0,054 \text{ m}} \approx 1703 \text{ N}$$

Eine Varisierung vermindert die Gelenkkräfte im Einbeinstand, da der Hebelarm a_M der Abduktoren verlängert und eine niedrigere Muskelkraft zum Widerstehen des Körpergewichtes notwendig ist. Jede Veränderung, die zur Angleichung der Hebelarme der Muskeln und des Körpergewichtes führt, wird die Muskel- und Gelenkkraft reduzieren [6]. Möglichkeiten, diese Kräfte zu reduzieren, sind z. B. die Implantation einer Prothese mit langem Hals [15] oder das Versetzen des Trochanter major und damit des

Abduktoren-Ansatzes nach lateral [8]. Das Vertiefen des Azetabulums hat die Doppelwirkung der Verlängerung des Abduktorenarms und der Verminderung des Körpergewicht-Hebelarms – wenn auch das Ausmaß einer solchen Veränderung begrenzt ist [2,3,7,8].

Änderung der auf das Hüftgelenk einwirkenden Kraft nach Prothesenimplantation

Eine Veränderung des Femurhalswinkels führt zu einer Veränderung der auf das Hüftgelenk wirkenden Kräfte [2,8]. Es ändern sich sowohl (geringfügig) der Momentarm der Muskeln d_M als auch insbesondere der Zugwinkel.

Gesunde Hüfte

Unter Anwendung einer Annäherung von Parallelkräften wurde eine Gleichung des Kräftegleichgewichts bereits genutzt. Mit Hilfe eines Freikörperdiagrammes (Abb. 4 u. 5) können unter Beachtung der tatsächlichen Winkel die Gelenkkraft J bestimmt werden. Ein Kraftdreieck wird konstruiert, wobei sich ein geschlossenes Dreieck ergibt, da sich die Kräfte im Gleichgewicht

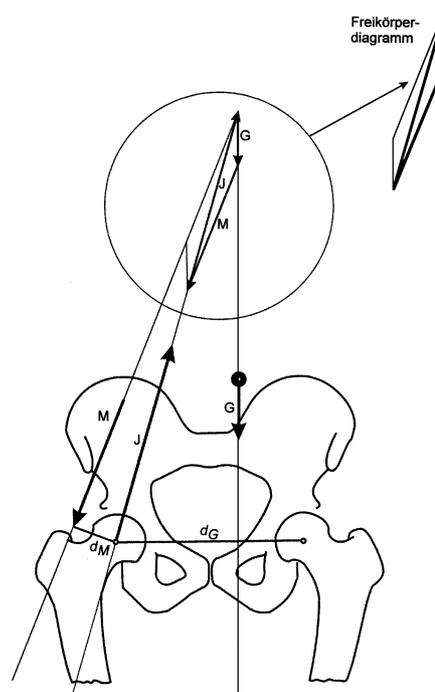


Abb. 4 Konstruktion eines Freikörperdiagrammes [2,13].

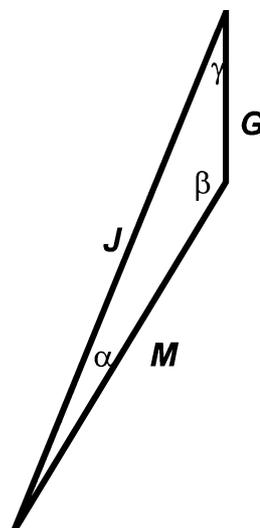


Abb. 5 Freikörperdiagramm zur Bestimmung der Gelenkkraft [2].

befinden (Abb. 4 u. 5) [2]. Die Abb. 4 demonstriert, wie das Freikörperdiagramm (Abb. 5) hergeleitet wird [2]. Die Muskelkraft M sei dann – wie oben berechnet – 1500 N, das Körpergewicht $G = 613$ N.

Der Vektor des Körpergewichtes wird nach Maß eingezeichnet und die anderen Aktionslinien unter Beibehaltung des korrekten Winkels ergänzt. Die Zeichnung muss ein geschlossenes Dreieck ergeben, da sich die Kräfte im Gleichgewicht befinden [2].

Gemäß des Kosinussatzes gilt: $J^2 = M^2 + G^2 - 2 \times M \times G \times \cos \beta$ (Abb. 5) [2]. M betrage 1500 N, G betrage 613 N (eigene Berechnungen, s. o.). β betrage 150° (Herleitung aus dem Freikörperdiagramm Abb. 4 und Abb. 5). Hieraus folgt: $J \approx 1620$ N.

Damit betrüge die auf das Gelenk einwirkende Kraft im Einbeinstand das 2,6 fache des Körpergewichtes. Dieser Wert stimmt exakt mit der klassischen In-vivo-Untersuchung von Rydel Anfang der 60er Jahre überein (zitiert nach [2]).

Gelenkkraft der dysplastischen Hüfte präoperativ

Gemäß des Kosinussatzes gilt: $J^2 = M^2 + G^2 - 2 \times M \times G \times \cos \beta$

M betrage 1700 N, G betrage 613 N. β betrage 163° bei einem CCD-Winkel von 146° . Hieraus folgt: $J \approx 2295$ N.

Damit betrüge die auf das Gelenk einwirkende Kraft im Einbeinstand das 3,8fache des Körpergewichtes. Dieser Wert liegt geringfügig unter dem von Johnston 1979 errechneten Wert des 4,5 fachen Körpergewichtes.

Gelenkkraft der dysplastischen Hüfte postoperativ

M betrage 1700 N, G betrage 613 N (eigene Berechnungen, s. o.). β betrage 173° . Hieraus folgt: $J \approx 1808$ N.

Damit betrüge die auf das Gelenk einwirkende Kraft im Einbeinstand das 2,9 fache des Körpergewichtes.

Die auf das Gelenk einwirkende Kraft wird durch eine Prothesenimplantation um rund 21 % reduziert.

Diskussion

Die Kraft, die die Hüftabduktoren einer gesunden Hüfte im Einbeinstand aufwenden müssen, beträgt rund 1500 N. Dieser Wert stimmt gut mit den Werten der gesichteten Literatur überein: Cochran (1988) gibt 1375 N an, Delp (1993) in einem sehr aufwändigen dreidimensionalen Computermodell unter Berücksichtigung von 25 Muskeln 1420 N.

Unser Wert liegt unwesentlich höher als der anderer Autoren, da wir für d_M (Hebelarm der Muskeln) 0,06 m annahmen, Cochran ebenfalls 0,06 m setzte, jedoch für G 82,5 N und Delp für d_M 0,048 m setzte. Dies zeigt, dass beschriebenes Hebelarmmodell sowie die Parameter zur Kalkulation der Muskelkraft auch einem Vergleich mit sehr aufwändigen Berechnungen standhält.

Auch die Berechnungen zur dysplastischen Hüfte weichen nicht wesentlich von einem aus der Literatur entnommenen Wert ab. Damit betrüge die auf das Gelenk einwirkende Kraft im Einbein-

stand das 3,8fache des Körpergewichtes. Dieser Wert liegt geringfügig unter dem von Johnston 1979 errechneten Wert des 4,5 fachen Körpergewichtes [8].

Es kann konstatiert werden, dass eine Literaturrecherche kaum Quellen aufweist, die Muskel- oder Gelenkkräfte quantifizieren. In der Regel wird auf eine qualitative oder semiquantitative Änderung hingewiesen. Die wenigen zur Verfügung stehenden Quellen bestätigen die in dieser Studie benutzten Parameter und Ergebnisse.

Die vorliegende Studie zeigt, dass die Implantation einer Hüftendoprothese bei einer Hüftdysplasie mit begleitender Coxa valga folgende Effekte erzielt:

- Durch eine Prothesenimplantation mit einer konsekutiven Verkleinerung des CCD-Winkels von im Mittel 146° auf 135° in unserem Kollektiv wird die Belastung des Hüftkopfes, d. h. die Gelenkkraft J , um 1/5 vermindert.
- der Momentarm der Abduktoren d_M wird durch eine Prothesenimplantation gering vergrößert und vermindert so über die Gelenkkraft den Druck auf die Gelenkpfanne. Die Verminderung der für den Einbeinstand notwendigen Muskelkraft der Abduktoren wird in unserem Kollektiv mit einem mittleren Betrag von 2 % geringfügig vermindert.
- Das Vertiefen des Azetabulums sowie eine korrekte – möglichst distale Positionierung der Pfanne hat die Doppelfunktion der Verlängerung des Abduktorenarms und Verminderung des Körpergewicht-Hebelarms – wenn auch das Ausmaß einer solchen Veränderung begrenzt ist [1, 2, 6, 9, 10 – 12, 14]. Auch diese Maßnahme führt zu einer Druckentlastung.
- Wichtiger als die Verlängerung des Hebelarmes der Abduktoren ist die Änderung des CCD-Winkels und somit eine Distalisierung des Hüftkopfzentrums [4, 5]. Eine Hüftprothese sollte mit einem langen Hals implantiert werden. Mit diesen kombinierten Maßnahmen lassen sich im idealen Fall die Gelenkkraft J auf 50 % reduzieren, die aufzubringende Muskelkraft der Hüftabduktoren M auf 25 % der ursprünglichen Werte senken [8].

Schlussfolgerung

Zusammenfassend sollte zur Optimierung der biomechanischen Situation der mit einer Alloarthroplastik versorgten dysplastischen Hüfte Folgendes beachtet werden: Der CCD-Winkel sollte durch einen entsprechenden Prothesenschaft verringert werden, die Pfanne sollte im Verhältnis zum präoperativen Zustand distalisiert implantiert werden. Weiterhin verbessert ein langer Prothesenhals die Situation. Zusätzlich günstig auswirkende Faktoren – mit geringerem mechanischem Effekt sind das Vertiefen des Azetabulums sowie eine Lateralisation des Trochanter major. In unserem Kollektiv wurde im Einbeinstand die auf das dysplastische Hüftgelenk einwirkende Kraft von 2300 N auf 1800 N (um 21 %) nach Prothesenimplantation vermindert. Die auf eine gesunde Hüfte einwirkende Kraft – unter gleichen Bedingungen – beträgt rund 1600 N.

Durch diese Maßnahmen werden die auf das Gelenk einwirkenden Kräfte vermindert, was zu einer längeren Standzeit der Prothese führen kann. Ferner wird der Momentarm der Abduktoren optimiert, was eine bessere Kraftentfaltung zur Folge hat.

Literatur

- ¹ Charnley J. Total hip replacement by low-friction arthroplasty. *Clin Orthop* 1970; 72: 7–21
- ² Cochran GVB. *Orthopädische Biomechanik*. Enke; Stuttgart 1988: 139–146
- ³ Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg* 1979; 61-A : 15–23
- ⁴ Delp SL, Maloney W. Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. *J Biomech* 1993; 26: 485–499
- ⁵ Delp SL, Wixson RL, Komattu AV, Kocmond JH. How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles. *Clin Orthop* 1996; 328: 137–146
- ⁶ Döhring TC, Rubash HE, Shelley FJ, Schwendeman LJ, Donaldson TK, Navalgund YA. Effect of superior and superolateral relocations of the hip center on joint forces. An experimental and analytical analysis. *J Arthroplasty* 1996; 11: 693–703
- ⁷ Haddad FS, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CP. Primary total replacement of the dysplastic hip. *J Bone Joint Surg* 1999; 81-A : 1462–1482
- ⁸ Johnston RC, Brand RA, Crowninshield RD. Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. *J Bone Joint Surg* 1979; 61-A : 639–652
- ⁹ Kelley SS. High hip center in revision arthroplasty. *J Arthroplasty* 1994; 9: 503–510
- ¹⁰ McQueary FG, Johnston RC. Coxarthrosis after congenital dysplasia: treatment by total hip arthroplasty without acetabular bone-grafting. *J Bone Joint Surg* 1988; 70-A : 1140–1149
- ¹¹ Müller ME. Total hip prostheses. *Clin Orthop* 1970; 72: 46–68
- ¹² Paavilainen T, Hoikka V, Solonen KA. Cementless total replacement for severely dysplastic or dislocated hips. *J Bone Joint Surg* 1990 ; 72-B(2): 205–211
- ¹³ Pauwels F. *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie*. Springer; Berlin, Heidelberg, New York, 1973
- ¹⁴ Russotti GM, Harris WH. Proximal placement of the acetabular component in total hip arthroplasty. A long-term follow up study. *J Bone Joint Surg* 1991; 73-A : 587–592
- ¹⁵ Tanzer M. Role and results of the high hip center. *Orthop Clin North Am* 1998; 29: 241–247