Das biomechanische Konzept der zementfreien anisotropen Pfanne „Vektor“ in der Hüftendoprothetik

Biomechanical concept of the cementless anisotropic cup „Vektor“ in total hip arthroplasty

In der Hüftendoprothetik können Relativbewegungen, die an der Kontaktfläche Pfanne/Acetabulum auftreten und durch unterschiedliche Steifigkeiten des knöchernen Lagers und des Pfannenimplantates hervorgerufen werden zu Knochenabbau und Implantatlockerungen führen. Da sich der Elastizitätsmodul des Knochens aufgrund von strukturellen Entwicklungen kontinuierlich ändert, somit Isoelastizität nie erreicht werden kann, wurde die anisotrope „Vektorpfanne“ entwickelt. Ziel der Arbeit ist die Überprüfung der Hypothese, dass tatsächlich ein anisotropes Verhalten des Implantates vorliegt.

Die anisotrope Vektorpfanne ist sphärisch, sie besteht aus der Titanlegierung TiAl5Fe2,5. Der metallische Pfannenträger ist im cranialen Bereich starr und dickwandig ausgelegt, während die caudale Seite eine definierte Flexibilität durch eine offene dünnwandige Rippenkonstruktion aufweist. Es wurden Elastizitätsmessungen unterschiedlicher Implantate an der Prüfmaschine MTS 810 durchgeführt und das Federungsverhalten der anisotropen Flügel im elastischen Bereich überprüft.

Die Messungen belegen, dass das Konzept der Anisotropie verwirklicht werden konnte, die äquatoriale Einsägung reduziert die Federkonstante auf 1/8.

Alexander Schuh¹,
Miroslav Karan¹,
Ulrich Holzwarth²,
Roger Thull³,
Günther Zeiler¹

Schlagworte:

Anisotropie – Vektorpfanne – zementfrei – Federkonstante – Hüftendoprothetik

Keywords:

Vektorcup – cementless cup – spring rate – total hip replacement

Einleitung

Der Begriff „Anisotropie“ bezeichnet in der Naturwissenschaft die Richtungsabhängigkeit physikalischer Eigenschaften eines Materials. Nach dem Hooke'schen Gesetz bedingen auf einen Körper einwirkende Kräfte immer dessen Verformung. Der Umfang der Verformung hängt in hohem Maße von der Qualität des verformten Materials, seinen Formen und Dimensionen und von der Größe der einwirkenden Kraft ab. In der Hüftendoprothetik müssen alle Pfannenimplantate ein unterschiedliches Deformationsverhalten des knöchernen Acetabulums und der Pfannenimplantate unter Belastung auslösen, weil isoelastische Implantate derzeit nicht realisierbar sind [3]. Der Grund hierfür sind Veränderungen der mechanischen Qualität des Knochenlagers im Laufe des Lebens eines Individuums und im Rahmen der Ausprägung einer Hüftgelenksarthrose mit der Ausbildung von Strukturdefekten und der Reduktion der Knochendichte. Das natürliche Acetabulum weist in seiner intakten Form die höchste Substanzdichte im kranialen Pfannenabschnitt als leicht

asphärische, subchondrale Sklerosezone auf. Über ihr liegt ein spongiöser Knochenverbund, der zusammen mit seiner Flüssigkeitsfüllung die knorpelnahe Sklerosa abstützt und sie auch bei Spitzenbelastung nur eine geringgradige Deformation erfahren lässt [1, 2].

Die Masse der knöchernen Substanz nimmt hin zu den Facies lunatae ab und findet in der Incisura acetabuli eine Minimierung der schalenartigen Strukturanordnung um das Acetabulum. Die Mehrzahl der menschlichen Acetabula weisen cranial eine elliptoide Form auf. Selten gibt es auch näherungsweise sphärische Acetabula. Die Verformung des knöchernen Acetabulums ist auch von der Qualität des Knochens und den bestehenden Knochendefekten abhängig. Die Erhaltung der subchondralen Sklerosa ist für die Aufnahme der regulären kranialen Druckbelastungen von entscheidender Bedeutung. Diese Lasten sind dreimal so groß wie die Belastungsstabilität einer gut strukturierten Spongiosa [5, 6, 7]. Der Knochen ist als ein anisotroper Werkstoff anzusehen. Seine Belastungsstabilitäten liegen bei der Spongiosa je nach Strukturichte und Mineralisationsgrad zwischen 1,5 und 2,5 N/mm² und bei der Kortikalis zwischen 5,0 und 10,0 N/mm². Bei normalgewichtigen Menschen beträgt die Belastung der kranialen Zirkumferenz des Acetabulums 6,0 bis 10,0 N/mm².

¹ Orthopädische Klinik Rummelsberg, Schwarzenbruck

² Peter Brehm, Chirurgie Mechanik, Weisendorf.

³ Lehrstuhl für Funktionswerkstoffe in Medizin und Zahnheilkunde, Würzburg

Material und Methode

Die anisotrope Vektorpfanne ist sphärisch, sie besteht aus der Titanlegierung TiAl5Fe2,5. Der metallische Pfannenträger ist im kranialen Bereich starr und dickwandig ausgelegt, während die caudale Seite eine definierte Flexibilität durch eine offene dünnwandige Rippenkonstruktion aufweist. Ihre Außendurchmesser stehen in 2 mm-Schritten zwischen 44 und 60 mm zur Verfügung. Die Oberfläche ist edelkorundgestrahlt mit einer Rauheit von 60 µm (Abb. 1).

Abb. 1: a) Metallischer Teil der anisotropen Vektorpfanne in der Sicht von caudal. Die spangenartige Konstruktion ermöglicht eine zunehmende Elastizität nach caudal. Die Außenfläche ist rau (60 µm) gestrahlt. b) Für die Schraubenfixation werden im Regelfall die zentralen drei Bohrungen verwendet. Die randständigen Bohröffnungen kommen bei ausgeprägten Defekten, Revisionseingriffen und großen Pfannendachplastiken zum Einsatz. Die Innenseite der Pfanne ist glatt gestrahlt (10 µm). c) Der Polyethyleinsatz überragt die Titanschale randständig etwas, ist mit einem zirkulär auf der Außenseite angebrachten Klemmring versehen und weist zwei Rotationssicherungen auf.

Je ein Exemplar der zementfreien anisotropen Vektorpfanne mit einem Durchmesser von 52 mm und 60 mm wurden auf einer servohydraulischen Prüfmaschine Typ MTS 810 mit separater Regelung für statisches und dynamisches Testen (MTS, Minneapolis, Minnesota) im elastischen Bereich statisch auf das Federverhalten der Pfannenspangen geprüft (Abb. 2).

Abb. 2: Prüfmaschine Typ MTS 810 (MTS, Minneapolis, Minnesota)

Alle Messungen wurden jeweils 3 Mal durchgeführt und der Mittelwert berechnet.

Die mechanisch-physikalische Messgröße ist die Bestimmung der Federrate gemäß der Gleichung

$$c = s/F$$

(mit c = Federrate [mm/N], s = Weg [mm] und F = Kraft [N]).

Im elastischen Bereich ergibt sich aus der Aufzeichnung des Verformungs- (Weg) und Kraftabschnittes die Federrate. Die Federrate c kann gemäß obiger Gleichung aus dem Kraft-Weg-Diagramm als Steigung ermittelt werden.

Die Messergebnisse wurden in eine Excel-Datei übertragen, die Kraft-Weg-Kurve und die Steigung im elastischen Bereich berechnet.

In Abhängigkeit von Elastizitätsmodul des Werkstoffs und Geometrie der Einfassung sowie der Wandstärke stellt sich die Federrate als Funktion der mehr oder weniger steifen Konstruktion des Bauteils dar. Es wurde jeweils eine Messung am Ursprung der Spangen der 52 mm und 60 mm Vektorpfanne durchgeführt, um die dem Bauteil eigene nicht durch die Spangenkonstruktion bedingte Federrate zu messen.

Neben der Prüfung einer einzelnen Spange des Implantates wurde auch die Federrate von beiden Spangen einer Pfanne gemessen. Rein theoretisch sollte hier eine um 50% höhere Federrate als Ergebnis darstellbar sein, da beide Spangen aus dem identischen Werkstoff bestehen und dieselbe Geometrie aufweisen (Abb. 3).

Abb. 3:

a) Messung des E- Moduls am Ursprung der caudalen Spange
b) Messung des E- Moduls am Ende der caudalen Spange

Abb. 4: In PMMA- Zement eingebetteter Prototyp
a) Vor äquatorialer Einsägung
b) Nach äquatorialer Einsägung
c) Im Prüfstand zur Messung des E-Moduls des Prototyps

Abbildung 5: Kraft- Weg- Diagramm des Prototyps

Um den Elastizitätseffekt der Einfassung vom Äquator zum Pol zu prüfen, wurde auch an einem Pfannenprototyp vor Einfassung die dem Bauteil eigene Federrate und nach Einfassung die Federrate der entstandenen rechten und linken caudalen Spange gemessen (Abb. 4).

Ergebnisse

Die Federkonstante der 60 mm Pfanne am Lamellenursprung betrug 970 mm/N, der einzelnen Spange 74 mm/N und bei der Spangen 123 mm/N. Für die 52 mm Pfanne betrugen die Werte am Lamellenursprung 1098 mm/N, der einzelnen Spange 91 mm/N und bei der Spangen 176 mm/N. Bei dem nicht eingesägten Prototyp fanden wir 1870 mm/N, nach der äquatorialen Einsägung 235 mm/N (Tab. 1).

In Abbildung 5 ist beispielhaft die Kraft- Weg- Kurve des Prototyps dargestellt. Durch die äquatoriale Einsägung wird die Federrate auf 1/8 reduziert.

	rechte Spange	linke Spange	beide Spangen	Spangenursprung	Vor Einsägung
60er Pfanne	78.46 N/mm	74.42 N/mm	123,14 N/mm	970,05 N/mm	---
52er Pfanne	91,47 N/mm	109,39 N/mm	176,00 N/mm	1097,78 N/mm	---
Prototyp	299,94 N/mm	211,92 N/mm			1851,28 N/mm

Tab. 1: Federraten in N/mm

Diskussion

Die Philosophie der anisotropen Vektorpfanne zielt auf die Erhaltung aller für die Pfannenverankerung geeigneter knöcherner Strukturen des Acetabulums, insbesondere seiner subchondralen Kompakta. Dieser Philosophie kann nur ein sphärisches Pfannenimplantat gerecht werden [4]. Aus gleichem Grunde wurde auch auf die Entwicklung gewindeartiger Verankerungsstrukturen verzichtet [1, 3, 6]. Jede Abnahme der Wandstärke des Acetabulums führt unter Lastfluss zu einer stärkeren Verformung des Acetabulums.

In Laboruntersuchungen an Beckenknochen konnte nachgewiesen werden, dass die bei gleichen Kraftflüssen resultierenden Verformungen des Acetabulums im unbehandelten Zustand gegenüber denen einer sparsamen sphärischen Fräsung mit Implantation der anisotropen Vektorpfanne die geringste Veränderung nach der Implantation erfuhren [8]. Eine Deformation der Polyethylenlage durch das Einbringen unter Vorspannung ist im Labor nicht nachweisbar [6, 8]. Tsotikas [8] untersuchte die Einflüsse der dynamischen Belastung und ihre Auswirkungen. Vom Ergebnis her ergibt sich kein Verschleiß an der PE/ metal back Grenzfläche, das reine metal back bringt für sich alleine keine Probleme mit der Dauerfestigkeit unter normativer Belastung

(dynamisch), weil auftretende Lasten auf solch niedrigem Niveau zu verzeichnen sind, dass die Titanlegierung hier mit einer Dauerfestigkeit von 550 MPa weit im unterkritischen Bereich liegt.

Da die elastische Deformation des knöchernen Acetabulums einmal von der Größe des Implantates, darüber hinaus natürlich auch von seiner Steifigkeit und schließlich auch auf der knöchernen Seite von der Verformung des Knochens bei Lastenfluss und der Qualität des Knochens abhängig ist, werden Relativbewegungen kleiner, wenn alle Knochendefekte mit patienteneigenem Knochenmaterial rekonstruiert werden und das sphärische Knochenlager nicht durch eine Ausdehnung des Fräsvorgangs sondern durch knöcherne Aufbauplastiken geschaffen wird. Die Technik führt zum Einsatz kleinerer Pfannenkomponenten. Gleichzeitig resultieren aber knöcherne Acetabula mit einer größeren Wandstärke und damit einer höheren Verformungsstabilität, und es ergibt sich automatisch eine stärkere Annäherung der Verformung des Knochens an die des Implantates [9, 10, 11].

Andererseits weist auch das natürliche Acetabulum eine subchondrale Versteifungszone in Form der Sourcil auf, die die angrenzende spongiöse Füllung des acetabulären Daches vor punktförmigen Überlastungen, welche die strukturelle Qualität der spongiösen Innenfüllung mechanisch überfordern würden, schützt und die Lasten großflächig verteilt. Dieses System soll das craniale Schalenviertel der Pfanne imitieren, indem es starr konstruiert ist. Eine zunehmende Elastizität wird durch die Abnahme der Schichtdicke und die spangenartige Öffnung der caudalen Zirkumferenz der Pfanne gewährleistet. Diese konstruktive Form kommt offensichtlich der verstärkten Verformungsmöglichkeit der ventralen und dorsalen Facies lunata entgegen und fängt auch Spitzenbelastungen des Implantat-Knochen-Verbundes auf, was unsere Messungen belegen. Zeiler [11] konnte zeigen, dass auch die caudalen Spangen des Implantates knöchern integrierten, in diesem Pfannenbereich keinerlei radiologische Aufhellungslinien zu verzeichnen waren.

Die biomechanischen Messungen an der anisotropen Vektorpfanne ergaben ein anisotropes Elastizitätsverhalten mit einer Federrate c , die im Bereich des Spangenursprungs um mehr als den Faktor 10 höher ist als im Bereich der Spangenenden. Dies entspricht einer hohen Steifigkeit des Implantates cranial im Größenbereich von 1000 N/mm und einer entsprechend dem physiologischen Verformungsverhalten der natürlichen Hüftpfanne im caudalen Bereich angepassten erhöhten Elastizität im Größenbereich von 100 N/mm im caudalen Bereich des Implantates. Die Messung am Prototyp (ohne Einsägung) konnte nachweisen, dass erst durch die Einsägung mit Erzeugung von jeweils zwei Spangen eine ca. um den Faktor 8 höhere Elastizität im caudalen Bereich erreicht wird. Es wurden 3 Messungen jeweils durchgeführt, die dabei auftretende Abweichung von < 0,5 % führte zur Angabe der absoluten Zahlenwerte ohne Fehlerbalken.

Die ersten guten klinisch-radiologischen Ergebnisse [11] und die aktuellen Messungen belegen, dass das Konzept, das anisotrope Verformungsverhalten der natürlichen Hüftpfanne mit der geschilderten Spangenkonstruktion nachzuahmen, verwirklicht werden konnte.

Abstract

In hip endoprosthesis relative movement at the interface implant - bone occurs by different values of the stiffness of both bone and implant system. Relative movement causes bone atrophy as well as loosening of implant components in the hip joint. The Youngs' Modulus of bone varies in re-

**Dr. med.
Alexander Schuh**

Dr. med. Alexander Schuh
Orthopädische Klinik
Rummelsberg
Rummelsberg 71
90592 Schwarzenbruck
Tel. 09128 / 50-3333
E- mail: Schuh-Alexander@
t-online.de

Akademischer Lebenslauf

1990–1995	Studium der Humanmedizin an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
März 1996	Promotion an der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen
1995–1998	Tätigkeit als AIP/ Assistenzarzt am Klinikum Weiden in der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
1998–1999	Tätigkeit als Assistenzarzt an der Orthopädischen Universitätsklinik Freiburg/Br.
Seit 1.8.1999	Tätigkeit als Assistenzarzt an der Orthopädischen Klinik Rummelsberg, Schwarzenbruck.
August 2003	Facharzt für Orthopädie

spect to age, sex and bone vitality e.g. osteoporosis. Isoelasticity never is achievable, but developing a cementless anisotropic implant design "Vektorcup" was realized by different values of stiffness changing the geometry of the cup between cranial and caudal area (anisotropic behaviour of the cup design). Aim of the present work is to prove the hypothesis that an anisotropic behaviour with this implant design was achieved.

The basic design of the anisotropic Vektorcup is a spheric shape consisting of a Titanium alloy Ti5Al2,5Fe. The metallic shell is designed with a thick wall in the cranial area, while the caudal area is designed less stiffer by using a defined flexibility by thin ribs instead of closed ball shape. Checking the anisotropic behaviour of the Vektorcup we performed measurements of elasticity at several designs and prototypes of this cup at a servohydraulic test equipment, MTS 810 (MTS, Minneapolis, Minnesota). The measurements of the elasticity by determining the spring rate showed that the design concept of anisotropy was fully realized. Equatorial milling only reduced the spring rate to about 1/8 of the fully shaped cup, while complete milled Vektor cup in the cranial area achieved values of 1/8 comparing to the complete shell design

Literatur

- [1] Bereiter H., Bürgi M., Rahn B. A.: Das zeitliche Verhalten der Verankerung einer zementfrei implantierten Hüftpfanne im Tierversuch. Orthopäde 1992, 21, 63–70.
- [2] Dietschi C.: Zur Elastizität der Hüftpfanne. Swiss Med 1990, 12, 9–12.

[3] Effenberger H., Imhof M., Witzel U., Kaelin P., Rieger W.: Modification of form, material and modularity of threaded acetabulum cups. Biomed Tech (Berl). 2002, 47, 169–75.

[4] Gebauer D.: Die zementlose Hüftgelenkspfanne - Analyse der Fixierungsbedingungen der unterschiedlichen Konstruktionsprinzipien. Biomed. Technik 1987, 32, 40–45.

[5] Huggler A. H., Schreiber A., Dietschi C., Jacob H.: Experimentelle Untersuchungen über das Deformationsverhalten des Hüftacetabulums unter Belastung. Z. Orthop. 1974, 112, 44–50.

[6] Morscher E., Bereiter H., Lampert C.: Cementless press-fit cup. Clin. Orthop. 1989, 249, 12–20.

[7] Schneider E., Schönenberger U., Giraud P. H., Bürgi M.: Primärstabilität und Beckendeformationen bei zementierten und nicht zementierten Hüftpfannen. Orthopäde 1992, 21, 57–62.

[8] Tsiotikas T.: Labortechnische und klinische Untersuchungen zum Prothesensystem Vektor. Dissertation. Erlangen, 2001.

[9] Zeiler G., Thull R.: Klinische Voraussetzungen, mechanische Untersuchungen und erste Implantationserfahrungen mit einem flexiblen Prothesensystem für das Hüftgelenk. Biomed. Technik 1991, 36 (Ergänzungsband), 202.

[10] Zeiler G., Thull R.: Die Verankerung eines sphärischen, anisotrop-elastischen Pfannenimplantates mit Knochen-transplantationen. Orthop. Praxis 1992, 28, 279–282.

[11] Zeiler G., Karan M., Holzwarth U., Schuh A. Die zementfreie anisotrope Pfanne „Vektor“ in der Endoprothetik des Hüftgelenkes. Vortrag anlässlich der 27. Jahrestagung der Österreichischen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie in Graz 2003.