

Unfall chirurg

97. Jahrgang Heft 9 September 1994

N. Schwarz, J. Mayr, F. M. Fischmeister,
A. F. Schwarz, E. Posch, T. Öhner

2-Jahres-Ergebnisse der konservativen Therapie instabiler Beckenringfrakturen bei Kindern 439

Two-year-results of conservative therapy of unstable pelvic ring fractures in children

F. Löhe, F. Eckstein, R. Putz

Die Beanspruchung des Ligamentum transversum acetabuli unter physiologischer Belastung des Hüftgelenks 445

Strain on the transverse acetabular ligament during hip joint loading

P. Eysel, J. D. Rompe, C. Hopf, G. Meinig

Die Bedeutung der Bandscheibe für den Repositionsverlust operativ stabilisierter Frakturen der Rumpfwirbelsäule 451

The significance of the intervertebral disc for the loss of correction in operatively stabilized fractures of the thoraco-lumbar spine

T. Hopf, M. Gleitz, T. Hess

Intramedulläre Drücke im Femur bei Aufbohrung und Nagelung mit modernen Kompressions-Verriegelungsnägeln – Gefahr einer Fettembolie? 458

Intramedullary pressure during reaming and nailing of the femur with modern compression interlocking nails – a potential cause of fat embolism?

C. Rangger, D. M. Daniel, M. L. Stone

Instrumentelle Messungen von Rupturen des vorderen Kreuzbands 462

Instrumented measurement of ACL disruption

W. Röder, R. Hennes, P. Grebe, F.-E. Isemer
MRT-Monitoring der Wiederherstellung des Bandapparats des oberen Sprunggelenks nach Verletzung 467

MR tomographic monitoring of healing of the fibular collateral ligament in the ankle after recent rupture

T. F. Hoffmann, R. Ruppert, D. Renneker

Behandlungsergebnisse nach operativer Therapie distaler Radiusfrakturen 472

Results after therapy of fractures of the distal radius by operation

W. Dée, S. Winckler, E. Brug

Die Fraktur und die Luxationsfraktur des Os capitatum 478

Capital fracture with carpal luxation

F. A. J. M. van den Wildenberg, H. A. J. M. Kurvers,
M. J. H. M. Jacobs, G. J. Eggink, S. Bulstra, M. Sluyter,
W. Dingemans

Neue Aspekte beim posttraumatischen Dystrophiesyndrom? 485

New aspects in posttraumatic dystrophy?

J. Härtel, A. Pöhl, J.-W. Greve

Gesichtsschädelfrakturen im Wachstumsalter und ihre Begleitverletzungen 491

Maxillofacial fractures and associated injuries in adolescents

Buchbesprechungen/Book reviews 450, 490, 494

Tagesgeschichte/Information 494

Indexed in *Current Contents*

UNFAE2 (1994) 97 (9) 439–494 Gedruckt auf säurefreiem Papier



Springer-Verlag

Die Beanspruchung des Ligamentum transversum acetabuli unter physiologischer Belastung des Hüftgelenks

F. Löhe, F. Eckstein und R. Putz

Anatomische Anstalt (Direktor: Prof. Dr. R. Putz) der Ludwig-Maximilians-Universität München

Strain on the transverse acetabular ligament during hip joint loading

Summary. We investigated the strain on the transverse acetabular ligament (TAL) and the labrum close to the anterior and posterior horn of the lunate surface using Omega strain gauges [5] while increasing loads were applied to the hip joint. Two fresh hip joint specimens and four specimens fixed in 3.7% formalin were examined. The two components of the joint were disarticulated and soaked in physiological saline and then placed in a material-testing machine (Zwick) in the neutral position of the joint. The strain on the TAL and the labrum was measured at loads of 10 N, 350 N, 700 N, 1050 N, 1400 N, 2100 N and 2800 N. Finally, the contact areas were measured at a load of 350 N using a polyether casting method. Depending on load, the length of the TAL increased by up to about 3.2% at a load of 2800 N, but the length of the labrum increased by only 0.5% at the same load. Following rotation of the femoral head to positions corresponding to 15° extension and 15° and 30° flexion, only slight differences of about 0.2% for the TAL and even less for the labrum were measured. The contact areas are all located in the anterior and posterior horn of the lunate surface. The measured changes in strain on the TAL confirm the widening of the acetabular notch and a subsequent stretching of the TAL as the load on the hip joint increases. This can be explained by the decrease in the primary incongruity of the two components of the hip joint under increasing load because of the deformation of the articular cartilage and subchondral bone. According to a theory put forward by Bullough [2], this leads to optimization of stress distribution and nutrition of the articular cartilage. It is conceivable that the TAL opposes the decrease in this physiological incongruity and thus supports this important functional principle.

Zusammenfassung. An 6 Hüftgelenken (2 unfixiert, 4 formalinfixiert) wurde die Dehnung des Lig. transversum acetabuli (LTA) sowie des Labrums im Bereich des Vorder- und Hinterhorns der Facies lunata unter simulierter

physiologischer Druckbelastung gemessen. Kraftabhängig kommt es zu einer zunehmenden Dehnung des LTA bis ca. 3,2%, während am Labrum nur geringe Längenänderungen (ca. 0,5%) auftreten. Es wird daraus gefolgert, daß möglicherweise eine funktionelle Bedeutung für das LTA in der Aufrechterhaltung der physiologischen Inkongruenz der artikulierenden Gelenkflächen besteht.

Das LTA (Abb. 1) hat bislang in der Literatur lediglich als Hindernis bei der Behandlung der angeborenen Hüftluxation im Sinne einer Reposition Beachtung gefunden. Ein deutlich prominentes LTA kann zusammen mit dem unteren Limbus ein Repositionshindernis bilden und wird als ein möglicher Auslösefaktor einer gelegentlich in der Folge auftretenden Hüftkopfnekrose gesehen [19]. Kernspintomographische Befunde zeigen in solchen Fällen einen invertierten Limbus, eine Kapselschrumpfung sowie ein verlagertes LTA, woraus eine Indikation zur

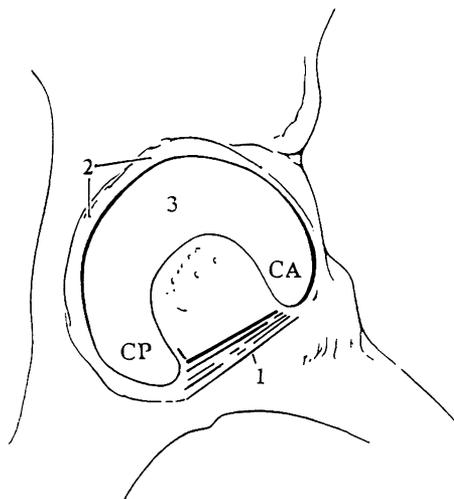


Abb. 1. Blick in ein rechtes Azetabulum. 1 Lig. transversum acetabuli, 2 Labrum, 3 Facies lunata mit Vorderhorn (CA) und Hinterhorn (CP)

offenen Reposition abgeleitet wird [4]. Über die normale Funktion des LTA gibt es hingegen bislang keine konkreten Vorstellungen, auch über seine Rolle bei der Biomechanik des Hüftgelenks ist nichts bekannt.

Auf der Suche nach sinnvollen Kausalketten, die die Festigkeit und die Dicke des LTA erklären könnten, stießen wir vor allem auf Kontaktflächenversuche von Goodfellow u. Mitsou [7] und die Bestimmung der Druckverteilung bei Belastung des Hüftgelenks von Miyana et al. [11], welche auf eine bizentrische Druckübertragung über das Vorder- und Hinterhorn der Facies lunata hinweisen. Auch neuere CT-osteometrische (CT-OAM) Befunde zur subchondralen Mineralisierung, welche die längerfristige Beanspruchungsverteilung in Gelenkflächen widerspiegelt, zeigen im Azetabulum jüngerer Individuen Dichtemaxima im Bereich des Vorder- und Hinterhorns der Facies lunata und nicht im Pfannendach [13]. Diese Phänomene lassen sich auf Basis einer physiologischen Inkongruenz der artikulierenden Gelenkkörper erklären [3, 8]. Nach einer Theorie von Bulough [2] soll es bei steigender Druckbelastung zur Abnahme dieser Inkongruenz kommen, welche durch eine Verformung von subchondralen Knochen und Gelenkknorpel bedingt ist.

Da daraus abzuleiten ist, daß das LTA bei Belastung des Hüftgelenks eine Bedeutung für die Gurtung der beiden Hörner der Facies lunata haben könnte, untersuchten wir, ob es bei zunehmender Anpreßkraft im Hüftgelenk, bedingt durch die genannten geometrischen Verhältnisse, zu einer Spreizung der Fossa acetabuli und damit zu einer Dehnung des LTA kommt.

Material und Methode

Untersucht wurden 6 Hüftgelenke; 4 Präparate waren in 3,7% Formalin fixiert (Spec. A–D; Altersverteilung 81–90 Jahre; durchschnittlich 84,5 Jahre).

2 Präparate (Spec. 1, 2) waren unfixiert (keine Daten zum Lebensalter bekannt) und bis zum Zeitpunkt der Untersuchung bei -20°C konserviert. Letztere wurden ca. 4 h vor der Untersuchung bei Raumtemperatur aufgetaut. An allen Präparaten wurden die Weichteile einschließlich der Kapsel entfernt.

Keines der Präparate zeigte makroskopisch sichtbare Zeichen einer Osteoarthritis. Die Gelenkpräparate wurden exartikuliert und das Lig. capitis femoris reseziert. Das LTA und das Labrum wurden sorgfältig von periligamentärem Bindegewebe befreit. Vor der Durchführung des Experiments wurden die Präparate ausgiebig mit 0,9%iger physiologischer NaCl-Lösung getränkt. Das Collum femoris wurde senkrecht zur Tischebene in die obere Haltevorrichtung einer Material-Prüf-Maschine (Zwick) mit Schnellzement fixiert. Das Os coxae wurde entsprechend einer Neutralposition des Hüftgelenks im Kontakt mit dem Caput femoris in eine unverschiebliche Halteschale auf dem Prüftisch eingebettet. Auf diese Weise war es möglich, die Kraft, mit der das Caput femoris in das Azetabulum gepreßt wird, stufenweise zu erhöhen (Abb. 2). Die Resultierende liegt hier in der Längsachse des Collum femoris und hat somit einen Winkel zur Sagittalen von etwa 40° .

Nach einer Methode von Claes [5] wurden Dehnungsmeßstreifen (DMS, Fa. Hottinger Baldwin) mit einem speziellen Zweikomponentenkleber (Fa. Hottinger Baldwin) auf ein gebogenes Bronzeblech aufgeklebt und so sog. Ω -Dehnungsmeßstreifen hergestellt. Der Abstand zwischen den beiden Schenkeln an der Basis des Omega betrug ca. 8–10 mm. Für jeden Ω -DMS wurde eine eigene, lineare Eichkurve erstellt, mit deren Hilfe die jeweilige Längenänderung

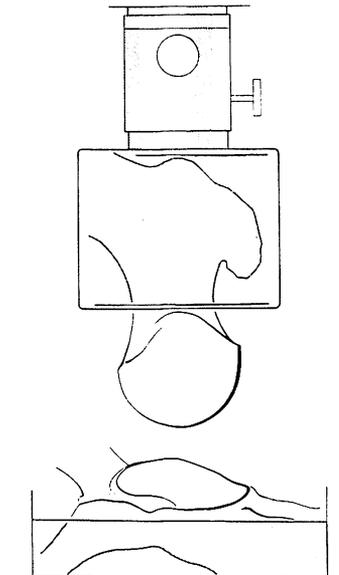


Abb. 2. Versuchsaufbau: Femur in der oberen Haltevorrichtung, welche eine Rotation zuläßt. In der unteren Halteschale wurde das Os coxae eingebettet und fest auf dem Versuchstisch fixiert

in μm ausgedrückt und daraus die relative Längenänderung (%) errechnet werden konnte.

Ein Ω -DMS wurde mit Sekundenkleber auf das LTA und jeweils einer auf das Labrum nahe dem Vorder- und Hinterhorn angebracht. Die Längenänderung der 3 Ω -DMS wurde bei Druckkräften auf das Hüftgelenk von 10, 350, 700, 1050, 1400, 2100 und 2800 N mit einem DMD-20-Gerät (Fa. Hottinger Baldwin) gemessen. Die obere Haltevorrichtung der Material-Prüf-Maschine ermöglichte eine Rotation um die Kollumachse entsprechend 15° Extension sowie 15 und 30° Flexion. In diesen Positionen wurden die Messungen wiederholt. Auf diese Weise war es später möglich, die Dehnung des LTA für die 6 Abschnitte der Standbeinphase des Gangzyklus nach Paul [14], in denen der jeweiligen Rotation des Hüftgelenks eine entsprechende Druckkraft zugeordnet werden kann, zu bestimmen.

Um den Einfluß einer Verwindung des LTA während der Messung abschätzen zu können, wurde ein Ω -DMS auf ein isoliertes LTA in der Längsachse des LTA angebracht und das Band anschließend torquiert.

Zusätzlich wurden die Kontaktflächen der Hüftgelenke mit Hilfe eines intraartikulären Polyetherabdrucks in der Neutralposition bestimmt. Hierzu wurde eine definierte Menge der Polyethermasse (Fa. ESPE, Verarbeitungszeit bis zum Aushärten ca. 3 min) in das Azetabulum eingebracht und das Caput femoris in der Material-Prüf-Maschine mit einer konstanten Druckkraft von 350 N für 10 min in das Azetabulum gedrückt.

Ergebnisse

An allen Präparaten war eine zunehmende Dehnung des LTA mit Erhöhung der Anpreßkraft zu beobachten. Die maximale Dehnung des LTA der Spec. 1 und 2 betrug in der Neutralposition 2,2 bzw. 1,6% (2800 N). Die Dehnung des LTA betrug bei den fixierten Präparaten (Spec. A–D) in Neutralposition bis zu 3,2% (Abb. 3). Hingegen ergab die relative Längenänderung des Labrums im Bereich des Vorder- und Hinterhorns der Facies lunata Maximalwerte nur bis zu 0,5%, in 1 Fall (Spec. C) wurde das Labrum sogar gestaucht (Abb. 4, 5 a, b).

Den Referenzwert dieser Längenänderung stellte jeweils die gemessene Basislänge des Ω -DMS bei einer Druckbelastung des Hüftgelenks von 10 N dar. Die Ausgangswerte der einzelnen Präparate ergaben in den ver-

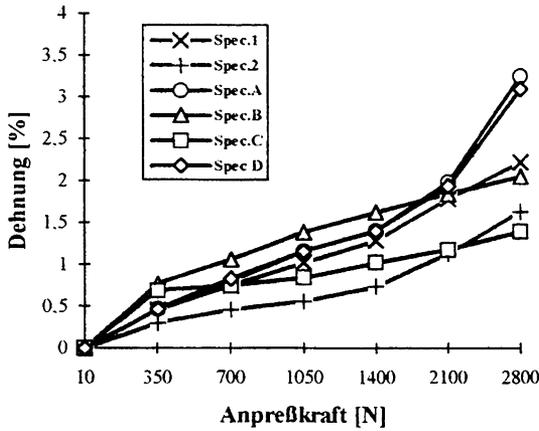


Abb. 3. Längenänderung des LTA der Spec. 1–2 (unfixierte Präparate) und Spec. A–D (fixierte Präparate) in Abhängigkeit von der Anpreßkraft

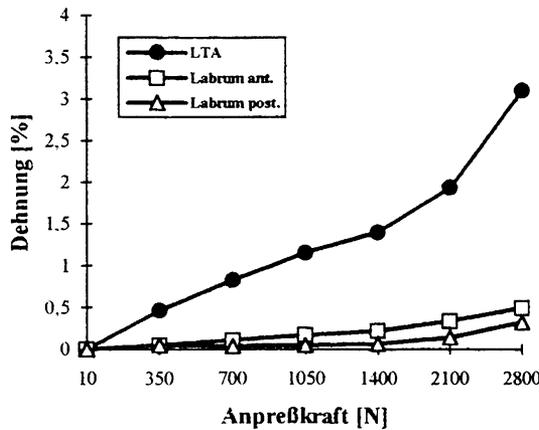


Abb. 4. Einzelbeispiel für die Längenänderung des LTA im Vergleich zum Labrum in Abhängigkeit von der Anpreßkraft (Spec. D)

Tabelle 1. Die durchschnittlichen Basiswerte (SA Standardabweichung) des Ω -DMS auf dem LTA bei 10 N und die durchschnittlichen Werte bei 2800 N Anpreßkraft

	10 N		2800 N	
	μm	SA	μm	SA
Spec. 1	8484,2	$\pm 8,84$ 0,10%	8674,2	$\pm 10,14$ 0,12%
Spec. 2	8455,8	$\pm 7,12$ 0,08%	8615,3	$\pm 3,96$ 0,15%
Spec. A	8539,5	$\pm 1,74$ 0,02%	8818,6	$\pm 36,86$ 0,42%
Spec. B	8571,2	$\pm 4,83$ 0,06%	8730,3	$\pm 7,83$ 0,09%
Spec. C	8705,9	$\pm 13,52$ 0,16%	8817,7	$\pm 6,22$ 0,07%
Spec. D	8539,2	$\pm 1,66$ 0,02%	8828,5	$\pm 24,23$ 0,27%

schiedenen Rotationsstellungen nur ganz minimal unterschiedliche Werte um durchschnittlich ca. 0,07% und zeigten damit für jedes einzelne Präparat eine gute Reproduzierbarkeit des gemessenen Basiswertes des Ω -DMS. Mit zunehmender Anpreßkraft nahmen diese Unterschiede der relativen Längenänderung des LTA in Abhängigkeit von der Rotation geringfügig zu. Sie lagen bei 2800 N im Mittel bei 0,2% (Tabelle 1). Bei einer Rota-

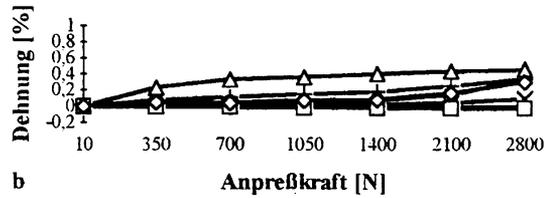
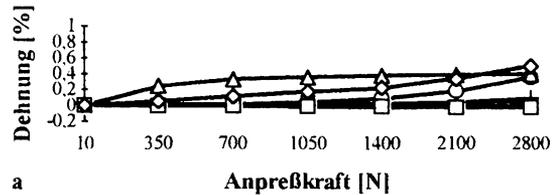


Abb. 5. Längenänderung des Labrums im Bereich des Vorder- (a) und Hinterhorns (b) in Abhängigkeit von der Anpreßkraft

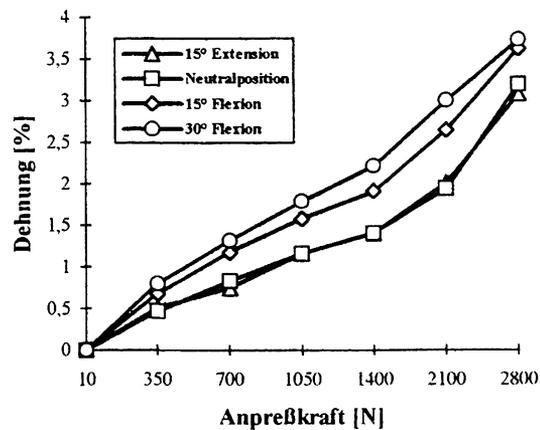


Abb. 6. Unterschiedliche Längenänderung des LTA in Abhängigkeit von der Rotationsstellung und zunehmender Anpreßkraft

tionsstellung des Caput femoris von 30° Flexion wurde eine maximale Dehnung des LTA von 3,7% (Abb. 6) und des Labrums von 0,6% erreicht.

Entsprechend der von Paul [14] in 6 Sequenzen unterteilten Standbeinphase eines Gangzyklus ergaben die hierfür gemessenen Längenänderungen des LTA, daß das LTA während der Standbeinphase belastungsabhängig zyklisch beansprucht wird (Abb. 7).

In einem Nebenversuch konnte gezeigt werden, daß bei einer Verwindung des LTA von 10° eine Stauchung des Ω -DMS von ca. 0,02 bzw. 0,03% auftritt. Erst bei einer Verwindung von 30° beträgt die Stauchung 0,26 bzw. 0,30% (Abb. 8).

Die Kontaktflächen lagen bei einer Anpreßkraft von 350 N bei allen Präparaten im Bereich des Vorder- und Hinterhorns der Facies lunata und konfluieren im Bereich des Pfannendachs der Facies lunata (Abb. 9).

Diskussion

Die gute Reproduzierbarkeit der Messungen gestattet eine quantitative Interpretation der erhobenen Befunde.

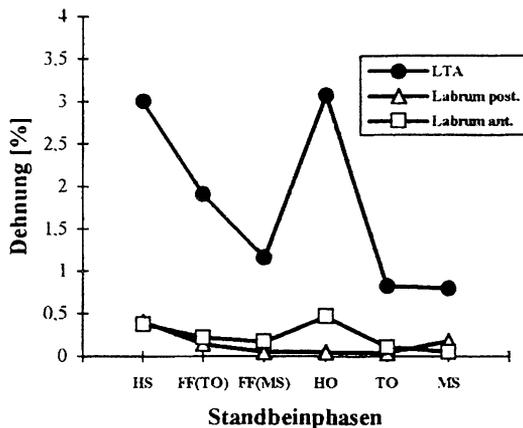


Abb. 7. Längenänderungen des LTA und des Labrums während der Standbeinphase des Gangzyklus

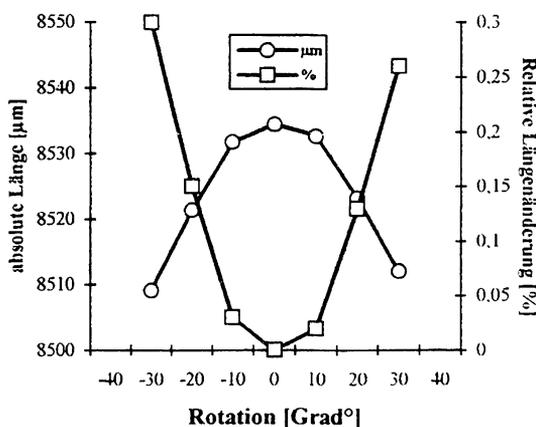


Abb. 8. Absolute und prozentuale Abweichung der gemessenen Basislänge des Ω -DMS bei Verwindung des LTA

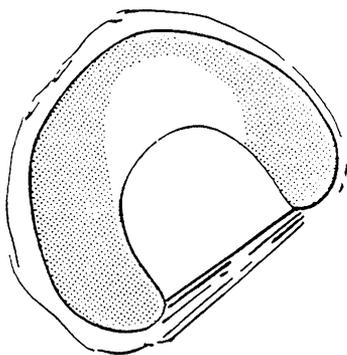


Abb. 9. Lokalisation der Kontaktflächen (schraffiert) des Hüftgelenks bei einer Anpreßkraft von 350 N

Artefakte durch eine mögliche Verwindung des LTA können ausgeschlossen werden, da einerseits eine Verwindung bereits ab 10° um die Längsachse gut sichtbar gewesen wäre und andererseits eine relevante Verwindung durch das Caput femoris im Azetabulum nicht zugelassen wird. Es ist im Gegenteil so, daß eine Verwindung des LTA den Ω -DMS im Sinne einer Stauchung beeinflussen würde, so daß dann die gemessene Dehnung in Wirklichkeit minimal größer sein müßte.

Die Messungen belegen eine kontinuierliche Spreizung der Incisura acetabuli bei steigender Druckbelas-

stung des Hüftgelenks. Die Dehnung des Labrums nahe der Inzisura ist dagegen wesentlich geringer ausgeprägt. Diese Spreizung der Incisura acetabuli und die damit verbundene Dehnung des LTA läßt sich gut durch die eingangs dargestellte und schon seit längerem bekannte physiologische Inkongruenz der artikulierenden Gelenkkörper des Hüftgelenks erklären [3]. Nach diesen Befunden weicht das Azetabulum vom Caput femoris im Sinne einer größeren Tiefe vom idealen Halbkreis ab. Daraus ergibt sich eine bizentrische Druckübertragung über periphere Abstützpfiler. Mit zunehmender Anpreßkraft nimmt diese physiologische Inkongruenz durch eine Verformung des Gelenkknorpels und des subchondralen Knochens im Sinne einer geometrischen Anpassung ab [2]. Die Längenänderung des LTA zeigt aber auch, daß dabei das Vorder- und Hinterhorn durch das tiefer in das Azetabulum eintauchende Caput femoris auseinander gedrängt werden, wodurch es zu einer Spreizung der Incisura acetabuli kommt. Dieser Effekt würde zusätzlich zur Abnahme der Inkongruenz bei Erhöhung des Gelenkdrucks im Hüftgelenk beitragen. Es ist denkbar, daß das LTA der Abnahme der physiologischen Inkongruenz bis zu einem gewissen Maß entgegenwirkt und damit dieses wichtige funktionelle Prinzip unterstützt. Nach der Theorie von Bullough [2] und Greenwald [8] führt diese primär inkongruente Geometrie, wie sie auch unsere Befunde nahelegen, zu einer Optimierung der Spannungsverteilung und besseren Knorpelernährung bei der Übertragung von Kräften im Gelenk.

Unsere Ergebnisse zeigen darüber hinaus, daß das LTA sowohl bei statischer Anpreßkraft als auch in verschiedenen Positionen entsprechend dem Gangzyklus auf Zug beansprucht wird. Die Anlage eines Bandes, welches Vorder- und Hinterhorn miteinander verbindet, erscheint daher nach den Gesetzen der kausalen Histogenese [15] im Sinne einer Wechselwirkung zwischen Form und Funktion plausibel.

Was die Übertragbarkeit der Befunde auf die Verhältnisse am Lebenden betrifft, müssen einige prinzipielle Einschränkungen gemacht werden. Der Einfluß der Formalinfixierung der Spec. A–D auf den Gelenkknorpel und das Dehnungsverhalten des LTA ist nur schwer abzuschätzen. Kurrat [10] gibt an, daß die Formalinfixierung keinen Einfluß auf die Knorpeldicke hat; es ist aber nicht ganz auszuschließen, daß der Gelenkknorpel vor oder während der Untersuchung durch Austrocknung geringfügig schrumpft. Eine solche Schrumpfung des Knorpels hätte dann allerdings zur Folge, daß das Maß der Inkongruenz unter In-vivo-Bedingungen noch größer ausfallen müßte.

Der Effekt des Fehlens der Synovialflüssigkeit auf die viskoelastische Verformbarkeit des Gelenkknorpels und des Bandes ist ebenso schwierig einzuordnen und jedenfalls nicht zu vernachlässigen [12]. Es ergaben sich aber keine prinzipiellen Unterschiede der Längenänderung des LTA und des Labrums im Vergleich der fixierten mit den unfixierten Präparaten, insgesamt fiel die Längenänderung des LTA bei den unfixierten Präparaten geringfügig kleiner aus. Es kann also von einer Vergleichbarkeit der am fixierten Material erhobenen Befunde ausgegangen werden.

Bezüglich der Lage der Resultierenden im Experiment ist anzumerken, daß nach Pauwels [16] die resultierende Druckkraft mit der Sagittalen einen Winkel von etwa 16° bildet. In dieser Untersuchung wurde die Resultierende durch die Achse des Collum femoris eingeleitet, was in etwa einem Winkel von 40° zur Sagittalen entspricht. Der Antetorsionswinkel wurde beim Anbringen der artikulierenden Gelenkanteile in die Haltevorrichtungen der Material-Prüf-Maschine ausgeglichen.

Die von uns festgestellte Lage der Kontaktflächen stimmt mit den Ergebnissen anderer Untersucher überein, welche die physiologische Lage der Resultierenden imitieren [7, 9, 11], so daß davon ausgegangen werden kann, daß unsere Versuchsanordnung den natürlichen Verhältnissen weitgehend entspricht und daß die gemessenen Dehnungswerte der realen Situation sehr nahe kommen.

Frühere Untersuchungen zu den Kontaktflächen im Hüftgelenk mit Farbstoff-Auswasch-Methoden [7, 9] zeigten bei geringer Druckbelastung eine Lokalisation im Bereich des Vorder- und Hinterhorns der Facies lunata, welche ab einer Belastung mit ca. 50% des Körpergewichts die gesamte Fläche der Facies lunata einnahm. Farbstoff-Auswasch-Methoden sind jedoch den intraartikulären Abdruckmethoden zur Bestimmung der Kontaktflächen eines Gelenks unterlegen [17]. Miyanaga et al. [11] konnten mit dieser Methode zeigen, daß die Größe der Kontaktfläche bei einer Druckbelastung von 350 N nur ca. 50% der verfügbaren Fläche der Facies lunata einnimmt. Eine Kongruenz der Gelenkflächen im Hüftgelenk wird offenbar erst bei höherer Druckbelastung des Hüftgelenks erreicht. Versuche mit Druckmeßfolien ergaben darüber hinaus, daß auch bei hoher Anpreßkraft die Druckübertragung im Hüftgelenk unabhängig von der Ausdehnung der Kontaktfläche hauptsächlich im Bereich des Vorder- und Hinterhorns stattfindet [1, 11]. Die mittels der CT-Osteoabsorptiometrie ableitbaren Mineralisierungsmuster im subchondralen Knochen der Facies lunata, welche über die „loading history“ des Gelenks Aufschluß geben, zeigen, daß die Inkongruenz auch „in vivo“ beim alltäglichen Gebrauch des Hüftgelenks ein relevantes funktionelles Prinzip darstellt [13].

Diese bizenrische Druckübertragung über periphere Abstützpfiler im Gelenk scheint kein auf das Hüftgelenk beschränktes Phänomen zu sein. Verschiedene Untersuchungen zu Kontaktflächen und subchondraler Mineralisierung des Humeroulnargelenks [6, 18] lassen vermuten, daß es sich hierbei um ein allgemeines funktionelles Prinzip handelt.

Eine Zerstörung des Lig. transversum acetabuli könnte möglicherweise dazu führen, daß die Abnahme der physiologischen Inkongruenz schon bei geringerer Anpreßkraft erfolgt und damit die Druckverteilung im Gelenk und die Knorpelernährung negativ beeinflußt werden. Dadurch könnte die Entwicklung einer Osteoarthrose beschleunigt werden [3]. Welchen quantitativen Einfluß das LTA auf die Abnahme der Inkongruenz unter Druckbelastung des Hüftgelenks nimmt, kann erst mit Kenntnis der Zugfestigkeit des LTA und in weiteren Versuchen genauer abgeschätzt werden. Trotz des noch ge-

ringen Wissens über die Funktion dieses Bandes erscheint es doch wünschenswert, das LTA bei chirurgischen Interventionen am Hüftgelenk zu erhalten und es bei der offenen Reposition der kongenitalen Hüftdysplasie nicht nur als Repositionshindernis anzusehen, sondern wenn möglich zu schonen.

Literatur

1. Afoke NYP, Byers PD, Hutton WC (1987) Contact pressures in the human hip joint. *J Bone Joint Surg [Br]* 69: 536–541
2. Bullough PG (1981) The geometry of diarthrodial joints, its physiologic maintenance, and the possible significance of age related changes in geometry-to-load distribution and the development of osteoarthritis. *Clin Orthop* 156: 61–66
3. Bullough PG, Goodfellow J, O'Connor J (1973) The relationship between degenerative changes and load-bearing in the human hip. *J Bone Joint Surg [Br]* 55: 746–758
4. Bos CFA, Bloem JL (1989) Treatment of dislocation of the hip, detected in early childhood, based on magnetic resonance imaging. *J Bone Joint Surg [Am]* 71: 1523–1529
5. Claes L (1983) Biomechanische Eigenschaften humaner Bänder. *Aktuel Probl Chir Orthop* 25: 12–19
6. Eckstein F, Löhle F, Steinlechner M, Müller-Gerbl M, Putz R (1993) Kontaktflächen des menschlichen Humeroulnargelenks in Abhängigkeit von der Anpreßkraft – ihr Zusammenhang mit subchondraler Mineralisierung und Gelenkflächenmorphologie der Incisura trochlearis. *Ann Anat* 175: 445–452.
7. Goodfellow J, Mitsou A (1977) Joint surface incongruity and its maintenance. *J Bone Joint Surg [Br]* 59: 446–451
8. Greenwald AS (1991) Biomechanics of the hip. In: Steinberg ME (ed) *The hip and its disorders*. Saunders, Philadelphia, pp 47–56
9. Greenwald AS, O'Connor JJ (1971) The transmission of load through the human hip joint. *J Biomech* 4: 507–528
10. Kurrat HJ (1977) Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. 6. Eine funktionelle Analyse der Knorpeldickenverteilung am menschlichen Femurkopf. *Anat Embryol* 150: 129–140
11. Miyanaga Y, Fukubayashi T, Kurosawa H (1984) Contact study of the hip joint. *Arch Orthop Trauma Surg* 103: 13–17
12. Mow VC, Holmes MH, Lai WM (1984) Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage; a review. *J Biomech* 17: 377–394
13. Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R, Kierse R (1993) People in different age show different hip-joint morphology. *Clin Biomech* 8: 66–72
14. Paul JP (1967) Forces transmitted by joints in the human body. *Proc Inst Mech Eng* 181: 8–15
15. Pauwels F (1965) *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer, Berlin Heidelberg New York
16. Pauwels F (1973) *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte*. Springer, Heidelberg Berlin New York
17. Stormont TJ, An KN, Morrey BF, Chao EY (1985) Elbow contact study: comparison of techniques. *J Biomech* 18: 329–336
18. Tillmann B (1971) Die Beanspruchung des menschlichen Ellbogengelenks. *Funktionelle Morphologie der Gelenkflächen. Z Anat Entwicklungsgesch* 134: 328–342
19. Tönnis D, Itoh K, Heinecke A, Behrens K (1984) Die Einstellung der angeborenen Hüftluxation unter Arthrographiekontrolle, eine individuelle, risikoverringende und zeitsparende Methode. *Z Orthop* 122: 50–61

Dr. F. Löhle
Anatomische Anstalt
der Ludwig-Maximilians-Universität
Pettenkoferstraße 11
D-80336 München