

Inhaltsverzeichnis

Editorial

H. Kristen

Orthopädische Erkrankungen der Wirbelsäule als Folge beruflicher Belastungen?

Orthopaedic disorders of the spine due to occupational physical strain?

U. Bolm-Audorff

Bandscheibenbedingte Erkrankungen durch Heben und Tragen von Lasten

Intervertebral disc disorders due to lifting and carrying heavy weights

R. Cai, W. Laurig, M. Schütte und L. Yang

Ätiologische Faktoren von Wirbelsäulenerkrankungen in einem Chinesischen Hüttenkombinat

Etiologic factors of spinal disorders in a Chinese steel company

- 289 *M. Schütte und G. Linke-Kaiser*
Untersuchungen der Häufigkeit von Wirbelsäulen- und Gelenkbeschwerden bei Maurern

290 An investigation into the frequency of spinal and joint disorders of bricklayers

M. Jäger, A. Luttmann und W. Laurig

- 293 **Ein computergestütztes Werkzeug zur biomechanischen Analyse der Belastung der Wirbelsäule bei Lastenmanipulationen: „Der Dortmunder“**

A computer-based tool for the biomechanical analysis of spinal load in manual materials handling: "The Dortmunder"

- 296 *R. Putz und M. Müller-Gerbl*
Morphologische Aspekte der Spannungsverteilung in den großen Gelenken

Morphological aspects of stress distribution on large joints

Instructional Letters

H. Kristen und H. H. Wetz

Orthesen für Fuß, unteres und oberes Sprunggelenk

A. Luttmann, M. Jäger und W. Laurig

Elektromyographie als Werkzeug zur ergonomischen Arbeitsgestaltung

Elektromyography as a tool for ergonomic work design

K. Wieland

Berufliche Wiedereingliederung behinderter Menschen durch Maßnahmen der Arbeitsplatzgestaltung

Occupational rehabilitation of the disabled through work-place design

Personalia 326

Kongressvorschau 328

Ausschreibung 330

Buchbesprechung 330

ISPO 331

Neues aus der Industrie 333

Vorschau 334

Impressum

Herausgeber:

Prof. Dr. med. J. Eichler, Wiesbaden

Redaktion:

Univ.-Prof. Dr. H. Kristen, (Hauptschriftleiter),
Forschungsinstitut für Orthopädiotechnik,
Geigerstraße 5-9,
A-1050 Wien

Prof. Dr. med. R. Baumgartner, Direktor der
Klinik und Poliklinik
für Technische Orthopädie und Rehabilitation
der Westfälischen Wilhelms-Universität,
Robert-Koch-Straße 30, D-4400 Münster/
Westfalen

Doz. Dr. med. habil. L. Brückner,
Universität Leipzig-Orthopädische Klinik,
Phil.-Rosenthal-Str. 53, O-7010 Leipzig
Prof. Dr. med. H. J. Fichtner (Stellvertretender
Hauptschriftleiter), Ärztl. Direktor im
Rehabilitationszentrum,
D-6903 Neckargemünd

Dr. med. J. Grifka, Orthopädische
Universitätsklinik am St. Josef Hospital,
Gudrunstraße 56, D-4630 Bochum
Prof. Dr. med. K. F. Schlegel,
Hufelandstraße 55, D-4300 Essen

Redaktionsassistentin:
Waltraud Treichel, Stuttgart

Beirat:

Dr. med. A. Bernau, Arzt für Orthopädie,
7400 Tübingen
G. Fitzlaff, Direktor für Technische Orthopädie,
Firma MOTECH, Villingen-Schwenningen
Dr. med. H. O. Hardt, Arzt für Orthopädie,
5804 Herdecke/Ruhr
Prof. Dr. E. G. Hipp, Direktor der
Orthopädischen Klinik und Poliklinik
rechts der Isar der Technischen Universität
München, 8000 München
Prof. Dr. med. R. Köbel, M. Sc.
(Biomechanics), 2000 Hamburg

Dr.-Ing. H.-J. Küppers, Stiftung Rehabilitation,
6900 Heidelberg
Dr. H. R. Lehneis, C.P.O., New York University,
Medical Center Institute of Rehabilitation
Medicine, New York 10016
Prof. Dr. med. E. Marquardt,
Vorder Schroffenau
A-5323 Ebenau b. Salzburg
M. Münz, Ltd. Beschäftigungstherapeut,
Werner Wicker Klinik, Schwerpunkt-Klinikum
3590 Bad Wildungen-Reinhardshausen
H. Röttgen, Beschäftigungstherapeutin,
Südwestdeutsches Rehabilitationskran-
kenhaus, 7501 Karlsbad-Langensteinbach
Prof. H. Schmidt, Direttore tecnico Officina
ortopedica Invalidi del Lavoro,
I-40054 Budrio (Bologna)
W. Schneider, Orthopädietechniker,
6903 Neckargemünd
Dr. med. P. Simon, Arzt für Orthopädie,
7000 Stuttgart I

Dr.-Ing. R.-D. Weege, 4925 Kalletal
OA Dr. med. H. H. Wetz, Abt. f. Technische
Orthopädie, Orthopädische Universitätsklinik
Balgrist, Forchstr. 340, CH-8008 Zürich

Herausgeber und Verlag:

Allons W. Gentner Verlag GmbH & Co. KG
Forststraße 131, 7000 Stuttgart I
Postanschrift:
Postfach 10 17 42, 7000 Stuttgart 10
Fernruf (07 11) 6 36 72-0
Fernschreiber 7 22 244 awgen d
Telefax 6 36 72-69

Weitere Angaben zum Impressum siehe
3. Umschlagseite

Wir bitten um Beachtung

Die Zeitschrift ist umweltschonend auf
chlor- und säurefrei hergestelltem Papier
gedruckt.

dieses Risikos werden in dem System „Der Dortmunder“ Grenzwerte für die Belastung der Lendenwirbelsäule empfohlen, bei denen die alters- und geschlechtsspezifische mittlere Festigkeit um den jeweiligen Wert der Standardabweichung vermindert wird (Abb. 6).

Schlußfolgerungen

Die Belastung der Wirbelsäule kann für typische Tätigkeiten des manuellen Lastentransports bestimmt werden. Zur Verringerung des Gesundheitsrisikos für Personen, die berufsmäßig Lasten manipulieren, können dann die Körperhaltungen und -bewegungen mit hoher oder zu hoher Belastung selektiert und die entsprechenden Tätigkeiten in Zukunft vermieden werden. Das vorgestellte compu-

tergestützte Werkzeug ermöglicht aufgrund der relativ umfassenden Basis nicht nur die Analyse der meisten Hebe- und Umbewegungen, sondern berücksichtigt auch die wesentlichen individuellen Eigenschaften bei der Empfehlung von Maximalwerten für die Belastung der Wirbelsäule.

Literatur

Chaffin, D. B.: A computerized biomechanical model – development of and use in studying gross body actions. *J. Biomechanics* 2, 429–441 (1969) – Hettinger, Th.: Handhabung von Lasten. REFA-Fachbuchreihe Betriebsorganisation. Hanser, München 1991 – Istanbuli, S., J. Mainzer: Heben und Tragen von Lasten. Institut der Deutschen Wirtschaft (Hrsg.), Köln 1986 – Jäger, M., A. Luttmann, W. Laurig: Biomechanisches Modell des Transports von Müllgroßbehältern über Bordsteinkanten. *Zbl. Arbeitsmed.* 33, 251–259 (1983) – Jäger, M., A. Luttmann: Compressive strength of lumbar spine elements related to age, gender, and other influencing factors. In: P. A. Anderson, D. J. Hobart, J. V. Danoff (Hrsg.): *Electromyographical Kinesiology*, pp. 291–

294. Elsevier, Amsterdam, 1991 – Jäger, M., A. Luttmann, W. Laurig: Lumbar load during one-handed bricklaying. *Int. J. Industrial Ergonomics* 8, 261–277 (1991) – Jäger, M., A. Luttmann: The load on the lumbar spine during asymmetrical bi-manual materials handling. *Ergonomics* 35, 783–805 (1992) – Kromodihardjo, S., A. Mital: Kinetic analysis of manual lifting analysis. Part 1: Development of a three-dimensional computer model. *Int. J. Industrial Ergonomics* 1, 77–90 (1986) – Junghanns, H.: Die Wirbelsäule in der Arbeitsmedizin, Teil I: Biomechanische und biochemische Probleme der Wirbelsäulenbelastung. Hippokrates, Stuttgart 1979 – Luttmann, A., M. Jäger, W. Laurig, K. F. Schlegel: Orthopaedic diseases among transport workers. *Int. Arch. Occup. Health* 61, 197–205 (1988) – Morris, J. M., D. B. Lucas, B. Bresler: Role of the trunk in stability of the spine. *J. Bone Joint Surgery* 43A, 327–351 (1961) – Slote, L., G. Stone: Biomechanical power generated by forearm flexion. *Human Factors* 5, 443–452 (1963)

Anschrift der Verfasser:

Dr. Matthias Jäger, Institut für Arbeitsphysiologie an der Universität Dortmund, Ardeystraße 67, W-4600 Dortmund 1

Anatomische Anstalt München, Lehrstuhl I (Vorstand: Univ.-Prof. Dr. med. R. Putz)

Med. Orth. Tech. 112 (1992) 309–317
© 1992 Gentner Verlag Stuttgart

Morphologische Aspekte der Spannungsverteilung in den großen Gelenken

Morphological aspects of stress distribution in large joints

Von R. Putz und M. Müller-Gerbl

Schlüsselwörter: Knorpeldicke, subchondrale Mineralisierung, Spannungsverteilung, Gelenksmechanik

Key words: cartilage thickness, subchondral bone mineralisation, stress distribution, joint mechanics

Zusammenfassung

Als morphologische Parameter charakteristischer Spannungsverteilungen in den großen Gelenken werden Verteilung der Knorpeldicke und der subchondralen Mineralisierung untersucht. Die Verteilung der Knorpeldicke zeigt sowohl intra- als auch interindividuelle Gesetzmäßigkeiten, die sich als Anpassung an dynamische Krafteinwirkung erklären lassen. Die randbezogene Verteilung der subchondralen Mineralisie-

rung beim jüngeren Menschen weist darauf hin, daß normalerweise eine geringgradige Inkongruenz besteht, die zu einer günstigen und vor allem anpassungsfähigen Spannungsverteilung im Gelenk führt. Beim älteren Menschen werden die Gelenkskörper offenbar kongruent, was zu Spannungsmaxima und damit zu Maxima der subchondralen Mineralisierung in den zentralen Gelenkbereichen führt.

Mit Hilfe der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) kann die flächenhafte Verteilung der subchondralen Mineralisierung berührungsfrei am Patienten dargestellt werden. Aus den Mineralisierungsmustern, insbesondere der Lage der Maxima, kann direkt auf die mechanische Situation des einzelnen Gelenks geschlossen werden.

Summary

The thickness distribution of cartilage and the subchondral mineralisation were examined as morphological parameters indicating the typical stress distribution in large joints. The distribution of cartilage thickness showed a certain regularity both within and between individuals, which can be best explained as an adaptation to the interaction of dynamic forces. The peripheral distribution of subchondral mineralisation in younger people indicates that a slight degree of incongruence normally exists, which allows the joint to react to the stress distribution in a way which is both advantageous and, above all, adaptable. In elderly people, the elderly joint surfaces are congruent, which leads to stress maxima, and

consequently to maximal areas of mineralisation, in the central region of the joint.

CAT-Scan-osteabsorptiometry (CT-OAM) offers a non-invasive technique for measuring the surface distribution of subchondral mineralisation in the living patient. Conclusions can be directly drawn about the mechanical situation within the individual joint from the patterns of mineralisation, and particularly from the position of the maxima.

Obwohl die Form-Funktions-Diskussion gerade an den großen Gelenken bereits lange geführt wird (z. B. *Fick*, 1911; *Pauwels*, 1960; *Kummer*, 1985), bestehen trotz vieler theoretischer Abhandlungen noch immer grundsätzliche Unklarheiten über die Realität der Verteilung des Gelenkdruckes. Die wichtigsten Rückschlüsse auf die normalen Verhältnisse erfolgten bislang aus der Beobachtung pathologischer Veränderungen, wobei allerdings die Gefahr von voreiligen Verallgemeinerungen besteht. Hier sollen deshalb Regelmäßigkeiten der Geometrie wie auch des morphologischen Aufbaues der Gelenkkörper der großen Gelenke dargestellt (Abb. 1, 2) und auf ihre Funktionsabhängigkeit hin untersucht werden. Als Methode zur Untersuchung der subchondralen Knochendichte am Lebenden wird die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) vorgestellt.

Druckübertragung in den großen Gelenken

Die Lagerkräfte in den Gelenken setzen sich unter Berücksichtigung der jeweiligen Hebelarme aus der vektoriellen Summe der von außen auf den Körper wirkenden Kräfte und der zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes notwendigen Gegenkräfte zusammen und werden als Gelenkresultierende (R) dargestellt. Bei Kenntnis der genauen Lage der Resultierenden und der verfügbaren Tragfläche läßt sich daraus die Druckverteilung (Spannung) ermitteln, aus der sich erst eine Aussage über die reale Beanspruchung des Gelenks ergibt. Auf Grund der Berechnungen von *Pauwels* (1960) und *Kummer* (1985) zeigt sich, daß die Ausdehnung der tatsächlichen Tragfläche nicht von vornherein mit der anatomisch möglichen Kontaktfläche gleichzusetzen ist, sondern wesentlich von der Lage der Resultierenden abhängt (Abb. 3). Nähert sich deren Durchstoßpunkt der anatomisch vorgegebenen Begrenzung, z. B. dem Pfannendacherker des Acetabulums, so kann vom medial der Resultierenden liegenden Gelenksbereich nur mehr ein Anteil zur Druckübertragung benützt werden. Dies bedeutet, daß die lokale Spannung der komprimierten Flächenanteile umso höher wird, je weiter der Durchstoßpunkt dem Gelenkrand näher rückt. Derartige Situationen können sich – abgesehen

von den besonderen morphologischen Verhältnissen des Hüftgelenks – in den meisten Gelenken in der Endphase bzw. der belasteten Endstellung einzelner Bewegungsausschläge ergeben. Wird die Bruchfestigkeit dabei überschritten, kommt es zu charakteristischen Impressionsfrakturen des knorpeligen und/oder knöchernen Gelenkskörpers.

Nach der Theorie der kausalen Histogenese kann davon ausgegangen werden, daß verschiedene quantitative Parameter der Gelenkskörper als Ausdruck der Anpassung an die hauptsächlich, d. h. über die Zeit maßgebliche Beanspruchung im einzelnen Gelenk zu verstehen sind. Im folgenden sollen deshalb die wichtigsten bekannten morphologischen Parameter der Beanspruchung der großen Gelenke auf ihre Relevanz für die Beurteilung der mechanischen Situation am Lebenden untersucht werden. Als derartige Parameter sind die Gesamtdicke des hyalinen Gelenkknorpels, der prozentuale Anteil seiner kalzifizierten Zone, die Dicke der subchondralen Knochenlamelle und ihre Dichte anzusehen. Dabei kommt der Darstellung der subchondralen Knochendichte die größte praktische Bedeutung zu.

Verteilung der Knorpeldicke

Der hyaline Gelenkknorpel reagiert sehr empfindlich auf die durchschnittliche lokale Beanspruchung durch intermittie-

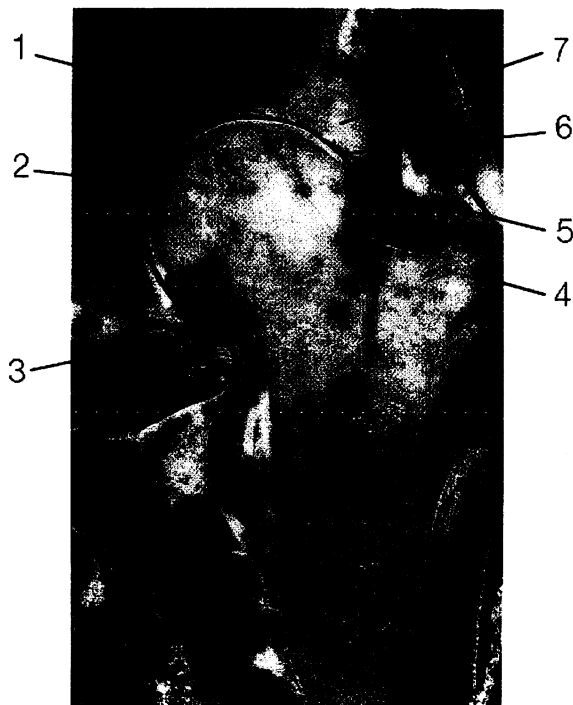


Abb. 1 Vertikaler Schnitt durch das Hüftgelenk eines älteren Menschen in der Ebene des Antetorsionswinkels.
1 Pfannendach, 2 Lig. capitis femoris, 3 Verstärkung der Gelenkkapsel, 4 Trochanter major, 5 Labrum acetabulare, 6 Gelenkspalt, 7 Pfannendacherker

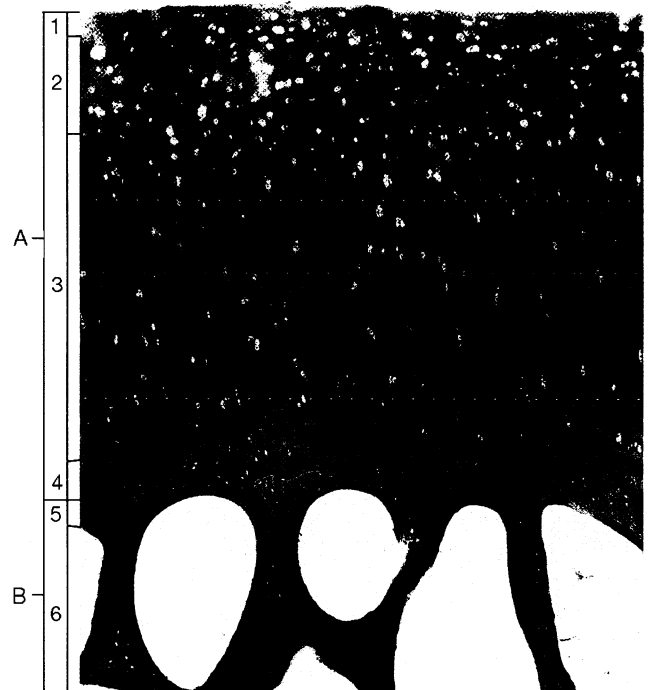


Abb. 2 Histologie des Gelenkkörpers, Femurkopf.
A hyaliner Gelenkknorpel, B subchondraler Knochen; 1 Tangentialschicht, 2 Transitionalschicht, 3 Radiärschicht, 4 kalzifizierte Knorpelzone, 5 subchondrale Knochenlamelle, 6 subartikuläre Spongiosa

renden Druck (Pauwels, 1960). Nach Kummer (1985) ist die Ausbildung seiner Dicke gewissermaßen als über die lokale Deformation gesteuertes morphologisches Substrat eines Regelsystems anzusehen, in dem die Spannung die Regelgröße darstellt. Daraus muß gefolgert werden, daß die lokale Dicke des Gelenksknorpels Ausdruck der „hauptsächlichen“ Beanspruchung ist.

Untersucht man die Verteilung der Knorpeldicke an verschiedenen großen Gelenken (von Eichhorn et al. 1986; Müller-Gerbl et al. 1987), so zeigt sich, daß eine gewisse Regelmäßigkeit besteht (Abb. 4). Allerdings finden sich Unterschiede in der Verteilung zwischen den Gelenken der unteren und der oberen Extremität. Während z. B. beim Hüftgelenk oder beim Kniegelenk die Maxima der Knorpeldicke eher in den zentralen Bereichen der Gelenksflächen liegen, sind sie an den Gelenken der oberen Extremitäten eher zur Peripherie hin orientiert. Diese Unterschiede sind schwierig zu interpretieren, weisen unserer Auffassung nach aber darauf hin, daß die Verteilung der Knorpeldicke von der lokalen dynamischen Krafteinwirkung bestimmt wird. An der unteren Extremität mit ihren relativ großen aufzunehmenden Kräften scheinen dynamische und statische Verteilung des Gelenksdruckes eher übereinzustimmen, während dies an den Gelenken der oberen Extremität nicht der Fall ist.

Verteilung der Dicke der kalzifizierten Knorpelzone

Bei der Prüfung von quantitativen Unterschieden des Gelenksknorpels von Gelenken der oberen und der unteren Extremität hat sich als überraschender Befund herausgestellt, daß die Verteilung der lokalen Dicke der kalzifizierten Knorpelzone unabhängig von der Zugehörigkeit zur oberen oder zur unteren Extremität intraindividuell sehr exakt mit der lokalen Gesamtdicke des Gelenksknorpels korreliert. Interindividuelle Vergleiche ergaben (Müller-Gerbl et al. 1987), daß der prozentuale Anteil eine individuelle Konstante für alle großen Gelenke darstellt. Dies ist als entscheidender Hinweis dafür zu werten, daß auch die Mineralisierung der Gelenkskörper mechanisch begründeten Gesetzmäßigkeiten folgt.

Verteilung der subchondralen Mineralisierung

Während die Knorpeldicke nach dem derzeitigen Stand der Technik am Patienten nicht oder nur über invasive Methoden zu untersuchen ist, kann die sub-

Abb. 3 Resultierende und Spannungsverteilung im Hüftgelenk. a) Einstellung der Resultierenden im Koordinatensystem b) ungleichmäßige Spannungsverteilung auf Grund randnaher Lage der Resultierenden. R Resultierende Druckkraft, α Winkel der Resultierenden zur Longitudinalachse (12° – 16°), β Winkel der Resultierenden zur Frontalebene (20° – 40°).

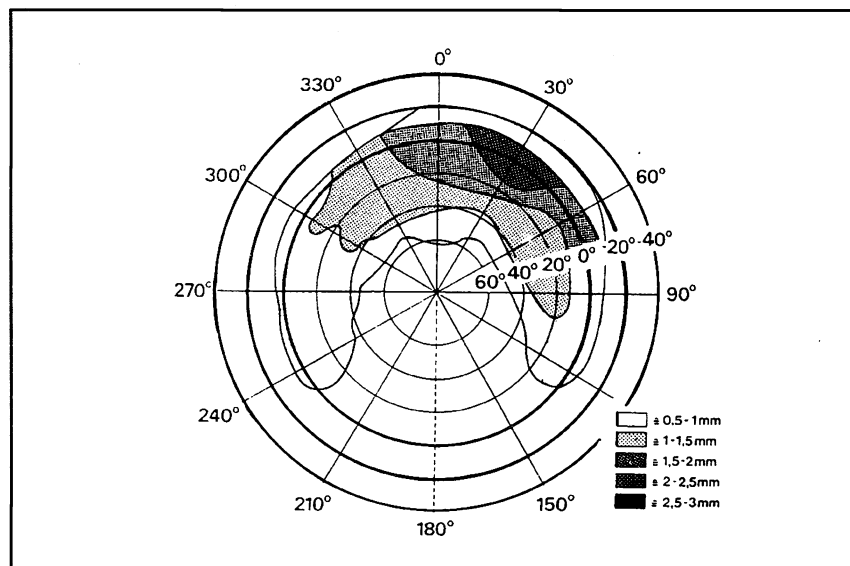
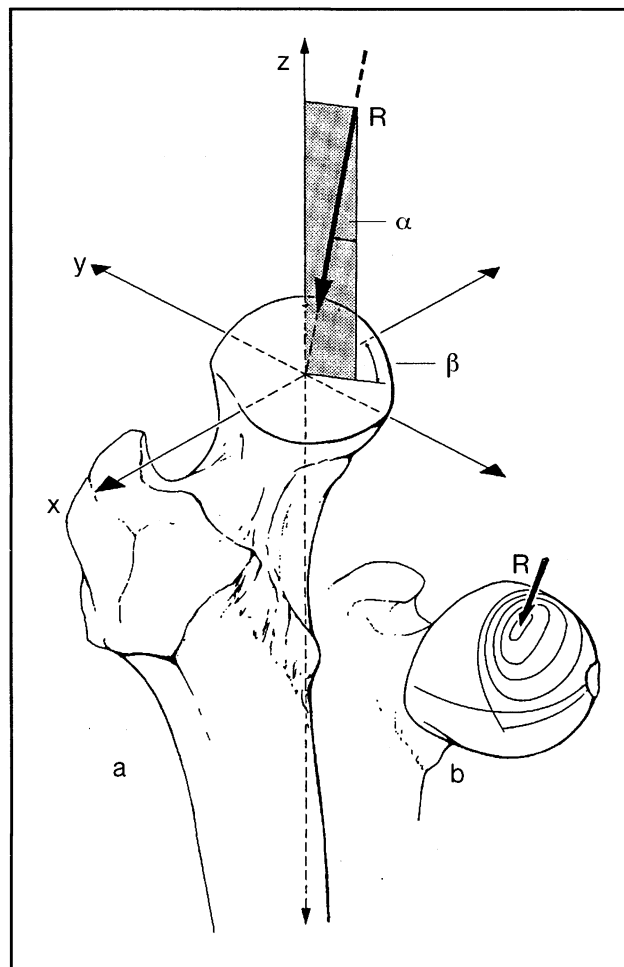


Abb. 4 Verteilung der Dicke des hyalinen Gelenksknorpels im Actabulum, gemittelte Werte von 10 Präparaten (nach von Eichhorn, 1986)

chondrale Mineralisierung berührungsfrei, wenn auch unter einer gewissen Röntgenstrahlenbelastung, dargestellt werden. Die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM; Müller-Gerbl et al. 1989; 1992) macht eine individuelle Oberflächenprojektion freigewählter Hounsfield-Dichtestufen möglich (Abb. 5a, b). Als subchondrale Mineralisierung wird in

der Folge die Gesamtheit der oberflächennahen Mineralisierung unter Einbeziehung der kalzifizierten Knorpelzone gewertet.

(Als subchondrale Platte wird in diesem Zusammenhang nur die dünne Knochenlamelle verstanden, die die Grenzfläche des spongiösen Knochens zum Knorpel hin bildet. Sie besteht meist nur aus ei-

ner Knochenlamelle mit regional typischen Perforationen. Unter normalen Bedingungen finden sich Osteone nur im Bereich der unterstützenden Spongiosabälkchen).

Worin besteht der Vorteil der flächenhaften Darstellung der subchondralen Mineralisierung im dreidimensionalen Bild gegenüber dem klassischen Röntgenbild? Die Schwärzung des Röntgenfilms erfolgt bei der einfachen Röntgenaufnahme als Summationsbild. Die zwangsläufigen Überlagerungen röntgendichter Strukturen machen eine exakte quantitative Interpretation fragwürdig, ein quantitativer Vergleich von Aufnah-

men zu verschiedenen Zeitpunkten und mit verschiedenen Geräten kann nicht exakt genug durchgeführt werden.

Die CT-OAM dagegen vermag auf Grundlage der Computertomographie und der nachfolgenden 3-D-Darstellung einzelner Hounsfield-Dichtestufen nach bildanalytischer Nachbehandlung vergleichsweise artefaktarm die individuellen Verhältnisse sehr realitätsnahe wiederzugeben. Da bei der CT-OAM neben der flächenhaften Dichteverteilung auch die Lage der Dichtemaxima dargestellt werden kann, ist ein Vergleich über die Zeit sehr gut möglich. Bei genauer Kalibrierung und ggf. Mitführung eines Refe-

renzphantoms ist sogar an einen quantitativen Vergleich zu denken.

Die Aussage der CT-OAM führt direkt zur Interpretation der Gelenksmechanik. Nach den eingangs zitierten Vätern der Form-Funktionsproblematik, insbesondere nach *Pauwels* (1960), ist die Verteilung der subchondralen Mineralisierung als das am besten gesicherte relevante Äquivalent der „hauptsächlichen“ Beanspruchung der Gelenke anzusehen. *Pauwels* (1960) und auch *Kummer* (1985) haben dies in eingehenden Analysen dargelegt; der Zusammenhang von lokaler Beanspruchung und Mineralisierung der Schafkorkortikalis wird durch eine Reihe neuerer Autoren bestätigt (*Carter*, 1984; *Lanyon et al.* 1982). Unsere eigenen Befunde demonstrieren die Gesetzmäßigkeit der Verteilung der subchondralen Mineralisierung in Abhängigkeit vom Lebensalter.

Bei den großen Gelenken, z. B. beim Hüftgelenk, zeigt sich, daß beim jüngeren Menschen (bis in das 4. Lebensjahrzehnt) eher randständige Dichtemaxima auftreten (Abb. 5a), während diese Dichtemaxima beim älteren Menschen (ab dem 6. Lebensjahrzehnt) im Zentrum der konkaven Gelenksflächen konfluieren (Abb. 5b). Dies kann mit geringen Abweichungen praktisch an allen großen Gelenken gezeigt werden.

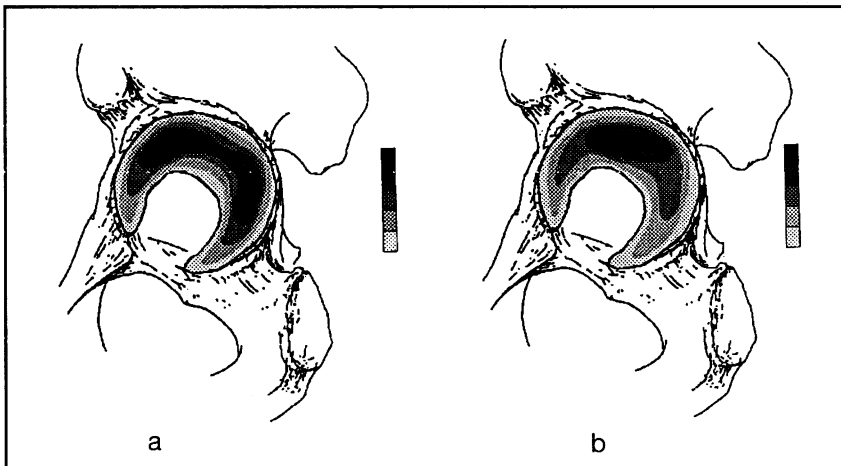


Abb. 5 Flächenhafte Verteilung der subchondralen Knochendichte im Acetabulum, dargestellt mittels CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM; Müller-Gerbl et al. 1989, 1992). Die Skalen geben vier Hounsfield-Dichtestufen von 200 HU – 1000 HU sowie den über 1000 HU liegenden Bereich (dunkelstes Feld) wieder.
a) zwei randorientierte Dichtemaxima bei einem jüngeren Menschen
b) ein zentrales Dichtemaximum bei einem älteren Menschen

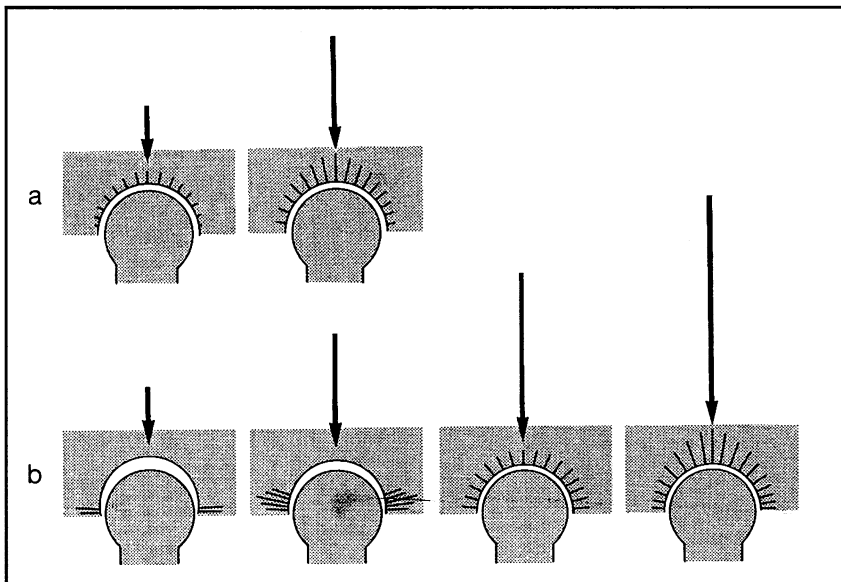


Abb. 6 Theorie der Formschlüssigkeit der Gelenke, Veränderung der Spannung bei zunehmender Druckkraft.
a) mechanische Verhältnisse bei streng kongruenten Gelenkskörpern
b) mechanische Verhältnisse bei Inkongruenz der Gelenkskörper, bedingt durch eine Vorspannung der Gelenkpfanne

Mechanische Interpretation der morphologischen Parameter

Legt man die eingangs genannte Wechselwirkung von Form und Funktion zugrunde und wertet man die Verteilung der subchondralen Knochendichte als Ausdruck der lokalen Spannungsverteilung, so ergibt sich eine klare mechanische Interpretation (Abb. 6a, b). Beim jüngeren Menschen scheint eine funktionelle Inkongruenz der Gelenkskörper vorzuliegen. Im Gegensatz zur Verwendung dieses Begriffes in der Radiologie ist in diesem Zusammenhang darunter die für die lokale Spannungsverteilung tatsächlich maßgebliche Geometrie der Knorpeloberfläche gemeint, wie sie sich im Moment der Gelenksbelastung darstellt. Ganz unabhängig von der Frage, in welchem Zeitraum eventuell eine funktionsbedingte Kongruenzveränderung eintritt, weisen unsere Befunde einer regelhaften Verteilung der subchondralen Mineralisierung darauf hin, daß im Normalfall beim jüngeren Menschen eine unregelmäßige Spannungsverteilung besteht. Sie wird dadurch hervorgerufen, daß der einzelne konvexe Gelenkskörper für den konkaven Gelenkskörper offenbar eine Spur zu groß ist.

Bei Beginn der Belastung wird der konvexe Gelenkskörper offensichtlich in den konkaven Gelenkskörper gepreßt, wobei es verständlicherweise zuerst im Randbereich zu Kontaktaufnahme und damit zur Druckübertragung kommt (Abb. 6). Bei Zunahme der Gesamtkraft im Gelenk vergrößert sich die Kontaktfläche und verschiebt sich mehr und mehr in den zentralen Gelenksbereich. Die Kontaktflächenmessungen von *Bullough* und von *Goodfellow* (1968, 1973) bestätigen dies klar.

Im Sinne eines Regelsystems wird durch die Vergrößerung der Kontaktfläche die Gesamtspannung herabgesetzt. Dieser Anpassungsmechanismus beruht auf einer Vorspannung der Gelenkskörper.

Das Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung beim jüngeren Menschen bestätigt die eher randorientierte Druckübertragung als Ausdruck der hauptsächlich Beanspruchung. Die Verhältnisse beim älteren Menschen lassen sich mit den Gegebenheiten bei großen Krafteinwirkungen vergleichen (Abb. 6b). In beiden Fällen besteht offenbar Kongruenz der Gelenkskörper, was das Auftreten eines zentralen Kräfte- und als Langzeitanpassung die Ausbildung eines zentralen Mineralisationsmaximums bewirkt.

Besonders am Beispiel des Hüftgelenks kann die zwar geringe, aber sehr effektive Inkongruenz der Gelenkskörper als dynamisches Sicherungsprinzip betrachtet werden. Sie ermöglicht in Abhängigkeit von der Kraftgröße und von der Stoßhärte in Grenzen einen passiven Schutz vor lokaler Überbeanspruchung. Zusätzlich fördert eine geringgradige Inkongruenz das ernährungsphysiologisch wichtige „Walken“ des Gelenksknorpels.

Schließlich soll festgestellt werden, daß es sich bei den vorgestellten Mineralisierungsmustern nicht um statische Konfigurationen handelt. Erste Verlaufsstudien an Osteotomiepatienten haben gezeigt, daß die subchondrale Mineralisierung sehr rasch auf Änderung der Druckspannung im Gelenk reagiert. Wegen der Überlagerungsproblematik ist dies im klassischen Röntgenbild allerdings erst mit großer zeitlicher Verzögerung zu sehen. Die CT-OAM macht klar, daß der subchondrale Knochen auf Entlastung sehr rasch mit einem Abbau der Mineralisierung reagiert, während eine Zunahme der lokalen Belastung erst mit größerer zeitlicher Verzögerung zu einer Verstärkung der Mineralisierung führt. Die Analyse der Verschiebung der Lagemaxima der Mineralisierung läßt direkte Rückschlüsse auf die postoperative Änderung der mechanischen Situation zu.

Unter den beschriebenen morphologischen Gelenksparemetern bekommt die

Darstellung der Verteilung der subchondralen Mineralisierung mit Hilfe der CT-Osteoabsorptiometrie den größten praktischen Wert. Wenn auch eine gewisse Röntgenbelastung in Kauf genommen werden muß, so gibt sie doch ein klares Bild der Beanspruchungssituation des einzelnen Gelenks, das sich zu einer mechanischen Analyse verwerten läßt. Der Möglichkeit, Verläufe über längere Zeiträume zu beobachten, kommt dabei besondere Bedeutung zu.

Literatur

Bullough, P. G., J. W. Goodfellow, A. S. Greenwald et al.: Incongruent surfaces in the human hip joint. *Nature* 217, 1290 (1968). *Bullough, P. G., J. W. Goodfellow, J. O'Connor*: The relationship between degenerative changes and load-bearing in the human hip. *J. Bone Joint Surg [Br]* 55, 746–758 (1973). *Carter, D. R.*: Mechanical loading histories and cortical bone remodelling. *calcif. Tissue Int. Suppl.* 36, 19–24 (1984). *Eichhorn, v. M., R. Putz*: Knorpeldickenbestimmung mittels Ultraschall am Beispiel des Hüftgelenks. *Verh. Anat. Ges.* 80: 783–785 (1986). *Fick, R.*: Handbuch der Anatomie des Menschen,

Band II, Abt. 1,3. Teil: Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik. Fischer, Jena 1911. *Kummer, B.*: Einführung in die Biomechanik des Hüftgelenks. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo (1985). *Lanyon, L. E., A. E. Goodship, C. J. Pye et al.*: Mechanically adaptive bone remodelling. *J. Biomech.* 15, 141–145 (1982). *Müller-Gerbl, M., E. Schulte, R. Putz*: The thickness of the calcified layer of articular cartilage: A function of the load supported. *J. Anat.* 154: 103–111 (1987). *Müller-Gerbl, M., R. Putz, N. Hodapp et al.*: Computed tomography-osteabsorptiometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaptation in individual joints. *Skeletal. Radiol.* 18, 507–512 (1989). *Müller-Gerbl, M., R. Putz, R. Kenn*: Demonstration of subchondral bone density patterns by three-dimensional CT-osteabsorptiometry (CT-OAM) as a non-invasive method for in vivo assessment of individual long-term stresses in joints. *J. Bone Mineral Research*. Im Druck (1992). *Pauwels, F.*: Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. 10. Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. *Z. Anat. Entwickl.-Gesch.* 121, 478–515 (1960).

Adresse des Autors:

Univ.-Prof. Dr. med. *Reinhard Putz*,
Anatomische Anstalt München (Lehrstuhl I), Pettenkoferstraße 11, W-8000 München 2

Ein frohes Weihnachtsfest und ein gesegnetes neues Jahr!



Ein herzliches Dankeschön allen Kunden und zukünftigen Kunden, die den Weg zu der Firma **GÖMED** gefunden haben.

Wir bedanken uns für das in uns gesetzte Vertrauen. - Ihre Zufriedenheit und die neuen Impulse, die wir von Ihnen erhielten, waren uns eine wertvolle Stütze und wir freuen uns auf eine gemeinsame erfolgreiche Zukunft.

Selbstverständlich stehen wir Ihnen auch weiterhin tatkräftig mit unserer Erfahrung, Fachberatung und unseren praxis-bezogenen Materialien und Paßteilen zur Seite.

GÖMED ORTHOPÄDIE
SERVICE GMBH

J. Wagner

M. Gödecke