

Der Unfallchirurg

Organ der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie

Herausgeber

Prof. Dr. L. Schweiberer
Direktor der Chirurgischen Klinik
und Poliklinik
Klinikum Innenstadt der Universität
Nußbaumstraße 20
D-80336 München

Prof. Dr. H. Tscherne
Direktor der Unfallchirurgischen Klinik
der Medizinischen Hochschule
D-30623 Hannover

Editor emeritus

Prof. Dr. J. Rehn, Denzlingen

Wissenschaftlicher Beirat

E. Beck, Innsbruck
A. Berger, Hannover
L. Claes, Ulm
R. Ganz, Bern
R. J. A. Goris, Nijmegen
P. Hertel, Berlin
L. Kinzl, Ulm
G. Muhr, Bochum
E. Neugebauer, Köln
B.-D. Partecke, Hamburg
R. Putz, München
A. Rüter, Augsburg
O. Trentz, Zürich
D. Wolter, Hamburg



Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York
London Paris Tokyo Hong Kong Barcelona Budapest

Unfall chirurgie

96. Jahrgang Heft 8 August 1993

760-1

F. Eckstein, M. Steinlechner, M. Müller-Gerbl,
R. Putz

Mechanische Beanspruchung und subchondrale Mineralisierung des menschlichen Ellbogengelenks. Eine CT-osteabsorptiometrische Studie 399

Mechanical stress distribution and subchondral mineralisation in the human elbow joint. Assessment by CT osteoabsorptiometry

R. Wölfel, M. Walther, R. Leger, H. Beck
Ergebnisse nach zementloser Implantation von 150 Hüftprothesen „Erlanger Modell“ aus der Titanlegierung Ti Al5 Fe2,5 405

Results after implantation of 150 uncemented "Erlangen" hip prostheses constructed in the titanium alloy Ti Al5 Fe2,5

H. Seiler, W. Hackstein, L.-P. Graf
Frakturen der oberen Halswirbelsäule – Hinweise zur Behandlung 410

Fractures of the upper cervical spine – remarks on treatment

D. Grob, J. Dvořák, M.M. Panjabi, J.A. Antinnes
Fixateur externe an der Halswirbelsäule – ein neues diagnostisches Mittel 416

External segmental fixation – a new diagnostic tool in the cervical spine

W. J. Kasperczyk, M. Engel, H. Tscherne
Die 4-Fragment-Fraktur des proximalen Oberarms 422

The four-fragment fracture of the proximal humerus

W. Knopp, B. Nowak, J. Buchholz, G. Muhr, J. Rehn

Konservative oder operative Behandlung von Mittelhandfrakturen 427

Conservative or operative treatment of metacarpal fractures

W. Strecker, O. Gonschorek, R. Bux, D. Berger, L. Kinzl

Endotoxin im Blutplasma von Patienten nach Trauma 433

Endotoxin in blood plasma of post-trauma patients

S. Ramez, W. Strecker, G. Suger, H. Karim
Primäre Behandlung von Schuß- und Explosionsverletzungen der Extremitäten mit dem Ringfixateur nach Ilisarow 438

Primary treatment of gunshot and explosion injuries of the extremities using the Ilisarow technique

Buchbesprechungen/Book reviews 437

Tagesgeschichte/Information 442

Indexed in *Current Contents*

UNFAE2 (1993) 96 (8) 399–442 Gedruckt auf säurefreiem Papier



Springer-Verlag

Mechanische Beanspruchung und subchondrale Mineralisierung des menschlichen Ellbogengelenks

Eine CT-osteosorptiometrische Studie

F. Eckstein¹, M. Steinlechner², M. Müller-Gerbl¹ und R. Putz¹

¹ Anatomische Anstalt, München

² Institut für Anatomie, Innsbruck

Mechanical stress distribution and subchondral mineralisation in the human elbow joint. Assessment by CT osteoabsorptiometry

Summary. We examined 21 elbow joints (age 60–97 years; mean 79 years) that had been fixed in 3.7% formalin. The articular surface of the trochlear notch was completely divided in 10 cases, undivided in 5, and only partially divided in the medial aspect of the joint surface in 6. Subchondral mineralisation was investigated by means of CT osteoabsorptiometry (Müller-Gerbl et al. 1989) on sections 2 mm apart with a Siemens Somatom SF CT scanner. Two-dimensional reconstruction of the surface distribution was achieved by dividing it into 8 Hounsfield ranges ($< 300 \text{ HU} > 900 \text{ HU}$) and using a joint template. Higher values for the subchondral mineralisation are usually found in the distal and medial parts of the joint, indicating greater stress there. Whereas the radial head and the capitulum show a distribution pattern with mineralisation falling off more or less concentrically from the centre outwards, the trochlea and trochlear notch are often poorly mineralised in the centre. There is one maximum on the proximal and one on the distal aspect of the joint surface. Such “two-peak” distribution patterns are more often found when there is complete central division of the articular cartilage of the trochlear notch than when it is continuous. In the latter case, a more central localisation of higher subchondral density is common. In the humero-radial part of the joint, the mineralisation pattern suggests central pressure transmission, probably a result of the fovea capitis radii being slightly less curved than the opposing capitulum. The “two-peak” density pattern in the humero-ulnar part, however, may be attributable to the periphery of the joint being more heavily loaded than its centre. This could be a consequence of physiological incongruence between the corresponding joint surfaces, with the trochlea slightly exceeding the sigmoid notch in size. This kind of load transmission will, according to a theory put forward by Bullough (1981), result in optimisation of the stress distribution over the joint surfaces, as well as provide favourable conditions

for nourishment of the articular cartilage. Such a principle of pressure transmission is obviously applicable to the discontinuous articular surface, and the central division observed in most individuals could be explained by reduced loading of the joint centre and consequent reduction of cartilage thickness.

Zusammenfassung. An 21 formalinfixierten Ellbogengelenken wurde die subchondrale Mineralisierung mittels CT-Osteoabsorptiometrie bestimmt. Die höchste Mineralisierung findet sich distal und medial im Gelenk, was auf die stärkere Beanspruchung dieser Gelenkanteile hinweist. Die zentralen Dichtemaxima im Humeroradialgelenk lassen sich als Ausdruck einer zentralen, ventrale und dorsale Dichtemaxima im Humeroulnargelenk dagegen als Anpassung an eine bizentrische Kraftübertragung interpretieren. Es wird postuliert, daß die subchondralen Mineralisierungsmuster in Zusammenhang mit dem Grad der Inkongruenz der artikulierenden Gelenkflächen stehen.

Beim alltäglichen Gebrauch wird das Ellbogengelenk einer ernstzunehmenden Druckbeanspruchung unterworfen [16], die nach Morrey [10] schon unter statischen Bedingungen bis zum 4fachen des Körpergewichts betragen kann. Sich häufig wiederholende Beanspruchungsmuster können zu einer primären Arthrose führen [11]; in Fehlstellung verheilende Frakturen der gelenknahen Ober- und Unterarmknochen wirken sich dabei beschleunigend auf diese pathologischen Prozesse aus. Aber nicht nur in der Pathogenese der Osteoarthrose dieses Gelenks [7], sondern auch beim mechanischen Versagen zunehmend zum Einsatz kommender Ellbogenprothesen, spielen mechanische Faktoren eine entscheidende Rolle. So bleiben klinische Erfolge beim arthroplastischen Ellbogenersatz deutlich hinter denen bei Hüftendoprothesen zurück [6], was von den Autoren u.a. auf die bisher unzureichenden Kenntnisse der Gelenkbeanspruchung zurückgeführt wird.

Nach Pauwels [16], Tillmann [19] und Putz und Müller-Gerbl [17] sind sowohl die Dickenverteilung des Gelenknorpels als auch die Röntgendichte des darunterliegenden subchondralen Knochens morphologischer Ausdruck der hauptsächlichlichen Beanspruchung des Ellbogengelenks. Müller-Gerbl und Putz [14] vermuten, daß die Dichteverteilung Veränderungen unterworfen ist, die u.a. vom Lebensalter bestimmt werden. Diese Untersuchungen basieren auf der Röntgendensitometrie, die eine Differenzierung der subchondralen Knochendichte an anatomischen Präparaten ermöglicht; sie beschränken sich jedoch entweder auf eine Analyse einzelner Schnitte oder eine kleine Fallzahl.

Mit der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM-12) steht seit kurzem eine zerstörungsfreie und wenig invasive Methode für die subchondrale Dichtemessung zur Verfügung, mit der sich eine feinabgestufte, flächenhafte Darstellung der subchondralen Mineralisierung erreichen läßt. Daß die dabei ermittelten Dichtemuster die längerfristige Beanspruchungsverteilung in Gelenkflächen widerspiegeln, konnte am Beispiel der Cavitas glenoidalis und des Acetabulum [14], der Patella [4], des femoralen Gleitlagers [5] und des Tibiaplateaus [13] plausibel dargestellt werden.

Ziel der vorliegenden Studie ist es nun, anhand der Untersuchung einer größeren Präparatezahl mittels CT-Osteoabsorptiometrie Aufschluß über die Beanspruchungsverteilung und allgemeine Prinzipien der Druckübertragung im Ellbogen zu gewinnen. Darüber hinaus soll geklärt werden, inwieweit eine individuelle Darstellung der subchondralen Knochendichte Informationen liefern kann, die einen klinischen Einsatz der CT-Osteoabsorptiometrie am Ellbogen empfehlenswert machen.

Material und Methode

Untersuchungsgut

Untersucht wurden 21 Ellbogengelenke (11 weiblichen und 10 männlichen Geschlechtes) mit einer Altersverteilung von 60–97 Jahren (Durchschnittsalter 79 Jahre). Diese stellten eine Auswahl aus ca. 100 Präparaten eines anatomischen Präparierkurses dar und waren in 3,7% Formaldehydlösung fixiert. Präparate mit makroskopisch sichtbarer Knorpelschädigung im humeroulnaren Gelenkanteil wurden von der Untersuchung ausgeschlossen, ebenso solche mit schweren Läsionen im Humeroradialgelenk. Die Präparate wurden mit Hinblick auf die unterschiedliche Gelenkflächenmorphologie der Incisura trochlearis [19] ausgewählt und anhand des Verteilungsmusters des hyalinen Knorpelüberzuges in der proximalen Ulna verschiedenen Untergruppen zugeordnet. Zur Untersuchung gelangten 10 Präparate mit vollständig, d. h. in Form einer querverlaufenden knöchernen Querfurche, unterteilter Gelenkfläche (Gruppe A), 5 Präparate wiesen einen durchgehenden Knorpelüberzug ohne Querfurche auf (Gruppe B), und in 6 Fällen lag eine inkomplette Unterteilung mit medialer Furche und lateraler Knorpelbrücke vor (Gruppe C).

CT-Osteoabsorptiometrie

In einem Somatom-SF-CT wurden die Präparate sagittal in einem Abstand von 2 mm geschichtet (überlappende Schichtdicke 4 mm). An den Schnittbildern wurden mittels Highlighting (Siemens/Evaluskop) sukzessive Isodensiten (Linien gleicher Hounsfielddichte) zwischen 300 und 900 Hounsfield-Einheiten (HU) zur Darstellung

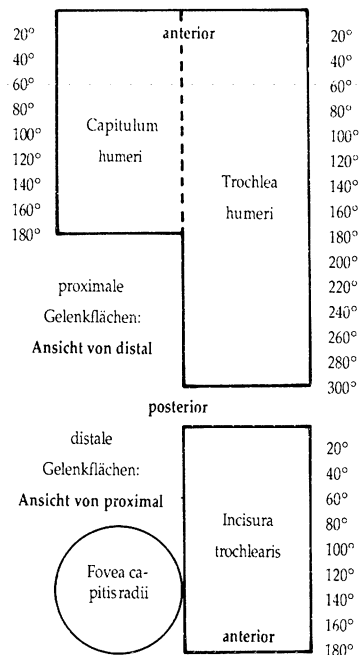


Abb. 1. Schablone des Ellbogengelenks für die flächenhafte Darstellung subchondraler Mineralisierung

gebracht und die Projektion ihrer subchondralen Ausdehnung auf die Gelenkoberfläche markiert. Anschließend wurden diese Markierungen aus jedem Einzelschnitt unter Zuhilfenahme einer Gradskala auf die entsprechende Position dieses Schnitts in einer Gelenkflächenschablone (Abb. 1) übertragen und in dieser insgesamt 8 Dichtebereiche von <300 HU bis >899 HU flächenhaft rekonstruiert. Die Verteilungsmuster aller untersuchten Gelenke wurden schließlich digitalisiert (Hewlett Packard Scan Jet Plus) und in einem PC (Apple Macintosh) die verschiedenen Dichtebereiche mit Graustufen belegt. Um vergleichende Aussagen für die Verteilung der Mineralisierung in den Gelenkflächen und für die Untergruppen A–C zu erleichtern, wurden aus den individuellen Verteilungsmustern computergraphisch Summationsbilder angefertigt [4/5], die eine exakte Durchschnittsverteilung der summierten Einzelbilder darstellen.

Ergebnisse

Subchondrale Mineralisierungsmuster aller 21 Präparate

Die distalen Gelenkflächen sind durchschnittlich um etwa 100 HU höher mineralisiert als ihre entsprechenden proximalen Gelenkpartner (Tabelle 1). Für das Humeroulnargelenk ergeben sich meist um ca. 100 HU höhere Dichtewerte als für den humeroradialen Gelenkanteil, wobei dieses Verhältnis größeren individuellen Schwankungen unterworfen ist (Tabelle 2).

Studiert man die Mineralisierungsmuster innerhalb der einzelnen Gelenkflächen (Abb. 2a, b; 3a, b; 4a, b) so zeigt sich am Caput radii ein zentrales Dichtemaximum mit mehr oder weniger konzentrischer Abnahme der Dichtewerte zu den Randbereichen hin. Auch am Capitulum humeri findet man häufig ein zentrales Maximum, das sich jedoch weniger deutlich von der Umgebung abhebt und gelegentlich zu den Randbereichen hin verschoben ist. In der Incisura trochlearis liegt dagegen ein bizenstrisches Verteilungsmuster vor mit je einem Maximum

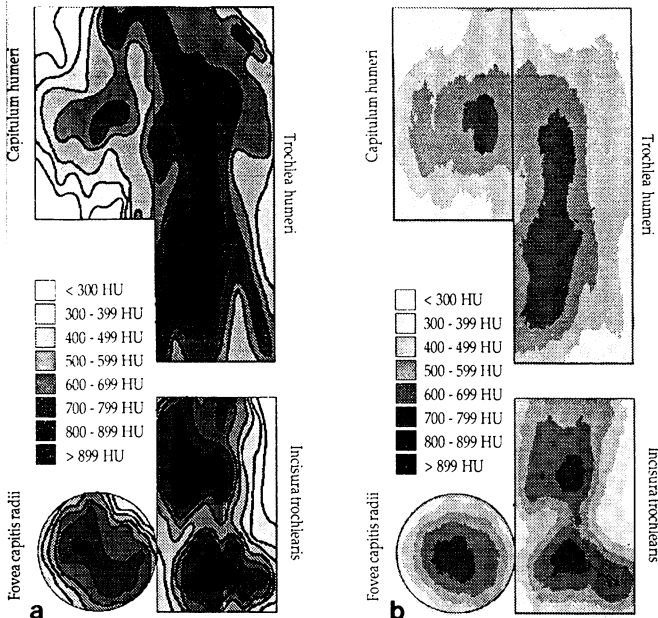


Abb. 2. **a** Einzelbeispiel der Verteilung subchondraler Mineralisierung bei einem Individuum mit geteilter Incisura trochlearis (Gruppe A). **b** Summationsbild der Verteilung subchondraler Mineralisierung in Gruppe A (Incisura trochlearis geteilt, $n = 10$)

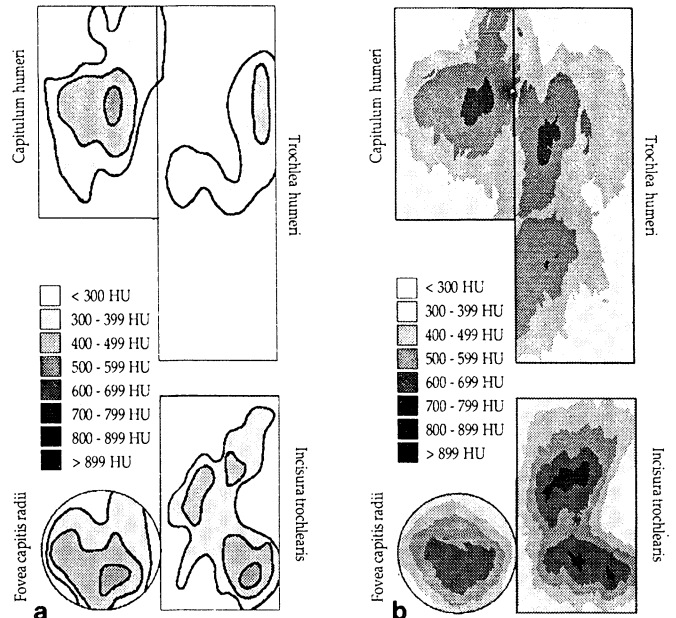


Abb. 4. **a** Einzelbeispiel der Verteilung subchondraler Mineralisierung bei einem Individuum mit medial geteilter und lateral ungeteilter Incisura trochlearis (Gruppe C). **b** Summationsbild der Verteilung subchondraler Mineralisierung in Gruppe C (Incisura trochlearis medial geteilt und lateral ungeteilt, $n = 6$)

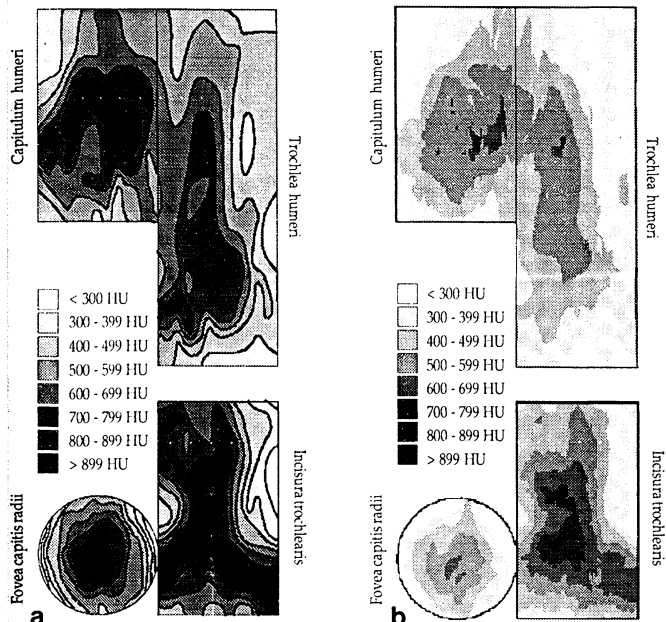


Abb. 3. **a** Einzelbeispiel der Verteilung subchondraler Mineralisierung bei einem Individuum mit ungeteilter Incisura trochlearis (Gruppe B). **b** Summationsbild der Verteilung subchondraler Mineralisierung in Gruppe B (Incisura trochlearis ungeteilt, $n = 5$)

im proximalen und im distalen Gelenkflächenanteil der Incisura trochlearis. Eine Abhängigkeit der Verteilungsmuster vom Lebensalter läßt sich aus unserem Untersuchungsgut nicht ableiten; die individuellen Abweichungen stehen aber in einem Zusammenhang mit der Morphologie der überknorpelten Gelenkfläche der proximalen Ulna.

Tabelle 1. Relatives Verhältnis der Maxima subchondraler Mineralisierung im Vergleich von distal und proximal (d Differenz, n Anzahl von 21)

	n
Distal = proximal ($d < 100$ HU):	7
Distal > proximal ($d > 100$ HU):	10
Distal > proximal ($d > 200$ HU):	3
Distal > proximal ($d > 300$ HU):	1

Tabelle 2. Relatives Verhältnis der Maxima subchondraler Mineralisierung im Vergleich von medial (Humeroulnargelenk) und lateral (Humeroradialgelenk) (d Differenz, n Anzahl von 21)

	n
Medial < lateral ($d > 100$ HU):	2
Medial = lateral ($d < 100$ HU):	7
Medial > lateral ($d > 100$ HU):	8
Medial > lateral ($d > 200$ HU):	2
Medial > lateral ($d > 300$ HU):	2

Mineralisierungsmuster in den Gruppen A–C

Die Abb. 2a zeigt ein Beispiel subchondraler Dichteverteilung bei einem Individuum mit vollständiger Unterteilung der ulnaren Gelenkfläche (Gruppe A). An der proximalen Ulna ist ein zweigipfliges Mineralisierungsmuster zu beobachten mit um 300 HU erniedrigten Dichtewerten

zwischen den beiden Maxima unter der zentralen Querfurche. Auch an der Trochlea humeri finden sich zwei Dichteinseln, die sich jedoch weniger markant von ihrer Umgebung abheben. Ein solches Mineralisierungsmuster findet sich in ähnlicher Form auch bei den anderen 9 Individuen mit komplett unterteilter Incisura trochlearis, was im deutlich zweigipfligen Summationsbild der Gruppe A zum Ausdruck kommt (Abb. 2b).

Ein Einzelbeispiel subchondraler Mineralisierung in einem Fall einer durchgehend überknorpelten Ulna (Gruppe B) ist in Abb. 3a dargestellt. Bei diesem findet sich nur ein einziges Dichtemaximum in der Incisura trochlearis, welches zentral lokalisiert ist. Von dort nehmen die Dichtewerte nach proximal und distal ab. Solche Verteilungsmuster liegen aber nicht in allen Fällen durchgehend überknorpelter ulnarer Gelenkflächen vor; bei 2 Präparaten findet sich ein geringer (100 HU) in 1 Fall sogar ein größerer Dichteabfall (300 HU) zwischen einem proximal und einem distal lokalisierten Maximum. Dies kommt auch in dem leicht zweigipfligen Verteilungsmuster des Summationsbilds der Gruppe B (Abb. 3b) zum Ausdruck. Die Dichtemuster im Humeroradialgelenk dieser Gruppe weisen keine wesentlichen Unterschiede zur Gruppe A auf.

Die Abb. 4a zeigt ein Einzelbeispiel subchondraler Mineralisierung bei medial unterteilter und lateral durchgehend überknorpelter Gelenkfläche. An diesem läßt sich ein Verteilungsmuster mit einem zentral lokalisierten Dichtemaximum im lateralen Gelenkanteil und einem proximalen und distalen Dichtemaximum medial beschreiben, welches sich in dieser Form bei 3 Individuen der Gruppe C findet. Die anderen 3 Präparate weisen ein sowohl medial wie lateral bizentrisches Verteilungsmuster auf (Summationsbild für alle 6 Präparate der Gruppe C in Abb. 4b).

Diskussion

Subchondrale Mineralisierungsmuster aller 21 Präparate

Die höhere Dichte in den distalen Gelenkflächen des Ellbogens dürfte in deren geringerer Größe in Vergleich zu den proximalen Anteilen begründet liegen. Eine vergleichbare mechanische Beanspruchung verteilt sich bei diesen auf eine insgesamt kleinere Gelenkfläche. Dies bedeutet, daß die relative Verweildauer [19] pro Flächeneinheit höher ausfällt und der subchondrale Knochen mit einer entsprechend höheren Mineralisierung reagiert. Dieser Befund steht auch in Übereinstimmung mit Beobachtungen am Femoropatellargelenk [5], in dem sich mit Regelmäßigkeit eine höhere Mineralisierung der kleineren Patella gegenüber dem femoralen Gleitlager nachweisen läßt.

Die durchschnittlich etwas höhere Dichte humeroulnar dürfte auf eine höhere Beanspruchung dieses Gelenks gegenüber dem humeroradialen Anteil hinweisen. Dies steht zwar im Gegensatz zu Ergebnissen von Halls und Travill [8], die für das Humeroradialgelenk 57 und den humeroulnaren Anteil 43% der Kraftübertragung angeben. Ihre Angabe bezieht sich jedoch lediglich auf eine

Messung in Streckstellung des Ellbogengelenks, während in die subchondrale Knochendichte die im Tagesablauf über alle Beugewinkel wirkende mechanische Gesamtbeanspruchung der Gelenkflächen einget. Darüber hinaus ist zu vermuten, daß die von den Autoren verwendeten, relativ dicken Druckaufnehmer die physiologischen Verhältnisse unzulässig verzerren. Interindividuelle Unterschiede im Dichteverhältnis von humeroradialem und humeroulnarem Gelenkanteil könnten durch die anthropometrischen Varianten im Armwinkel (carrying angle – [10] bedingt sein, die je nach Tendenz des Gelenks zu Varus- oder Valgusstellung zu einer vermehrten humeroradialen oder humeroulnaren Druckübertragung führen dürften. Hieraus mag sich ein interessanter Aspekt für die klinische Anwendung der CT-OAM am Ellbogengelenk ergeben. So konnten Müller-Gerbl et al. [13] am Tibiaplateau zeigen, daß Varusfehlstellungen des Kniegelenks mit einer vermehrten medialen, Valgusfehlstellungen dagegen mit einer erhöhten lateralen Mineralisierung einhergehen. Bei in Fehlstellung verheilten Frakturen der gelenknahen Unter- oder Oberarmknochen könnte daher die CT-Osteoabsorptionmetrie möglicherweise die Diagnose einer Fehlbeanspruchung des Ellbogengelenks erleichtern und zur Verlaufskontrolle einer Umstellungsosteotomie eingesetzt werden.

Das Vorliegen eines zentral lokalisierten Dichtemaximums im humeroradialen Gelenkanteil weist auf eine zentrale Druckübertragung in diesem Gelenk hin. Eine solche ergibt sich auch aus den Spannungsdiagrammen von Pauwels [16] unter Annahme einer Kongruenz von Fovea capitis radii und Capitulum humeri. Bunck [3] konnte in einer Arbeit zu Geometrie und Kontaktflächenverhältnissen des Humeroradialgelenks sogar zeigen, daß sich aufgrund eines geringeren Krümmungsradius der Fovea capitis radii im Vergleich zum Capitulum humeri Kontaktflächen im Zentrum der Gelenkflächen ergeben. Dies macht die zentrale Verdichtung des Knochens in Anpassung an die hauptsächlich dort erfolgende Druckübertragung plausibel. Diese Geometrie begünstigt nach Bullough [1] die Ausbildung von Spannungsspitzen im zentralen Gelenkanteil und könnte die im Alter häufig auftretenden Knorpelläsionen in der Tiefe der Fovea capitis radii [7] erklären.

Die im Humeroulnargelenk vorliegenden bizentrischen Verteilungsmuster mit proximalen und distalen Maxima lassen sich mit röntgendensitometrischen Befunden von Tillmann [19] Putz und Müller-Gerbl [17] und Müller-Gerbl und Putz [14] in Einklang bringen. nicht jedoch mit denen von Pauwels [16]. Tillmann [19] vermutet, daß bizentrische Verteilungsmuster durch eine Inkongruenz der artikulierenden Gelenkpartner bedingt sein könnten, d. h. durch eine Geometrie der Incisura trochlearis, die im Sagittalschnitt im Sinne einer größeren Tiefe von einem idealen Halbkreis abweicht. Er konnte in einem spannungsoptischen Experiment eine hierdurch bedingte Aussparung zentraler Gelenkanteile von der Druckübertragung aufzeigen und macht diesen Umstand für die geringere subchondrale Dichte und die Entstehung einer nichtüberknorpelten Querfurche in den untersuchten Präparaten verantwortlich. Bullough und Jagannath [2] konnten eine solche Inkongruenz am Sägeschnitt

eines Präparats mit jüngerem Lebensalter darstellen. Kontaktflächenversuche am Ellbogengelenk (6/7/18) zeigen, daß bei geringem Anpreßdruck kein Gelenkflächenkontakt in den zentralen Bereichen der Incisura trochlearis, wohl aber im Bereich der dem Olecranon und dem Processus coronoideus zugewandten Gelenkflächen besteht. Eine solche bizentrische Druckübertragung wird auch an der Cavitas glenoidalis und am Acetabulum vermutet, bei denen sich vor allem bei jüngeren Individuen ebenfalls zweigipflige Mineralisierungsmuster finden [14]. Goodfellow und Bullough [7] stellen an der proximalen Ulna einen Zusammenhang der Lage der Kontaktflächen mit dem Lebensalter fest; Müller-Gerbl und Putz [14] geben an, daß die Tiefe der Incisura trochlearis und die Verteilung der subchondralen Mineralisierung vom Alter abhängig ist. In unserem Untersuchungsgut läßt sich eine solche Beziehung allerdings nicht nachzuweisen. Es muß wohl die Einschränkung gemacht werden, daß das relativ hohe Lebensalter der von uns untersuchten Personen eine Altersvergleich nur bedingt zuläßt, es ist jedoch offensichtlich, daß im Gegensatz zu anderen Gelenken [14] die ganz überwiegende Anzahl der hier untersuchten Individuen mit einem relativ hohen Lebensalter bizentrische Mineralisierungsmuster aufweisen.

Bullough [1] formulierte zu der physiologischen Inkongruenz menschlicher Gelenke, auf die diese Mineralisierungsmuster hindeuten, eine Theorie, nach der eine leicht vom Halbkreis abweichende Geometrie der Gelenkpfannen eine optimale Spannungsverteilung in den Gelenkflächen, günstige nutritiven Bedingungen für den Gelenkknorpel (durch intermittierende Beanspruchung und Förderung der Synovialzirkulation) und eine größtmögliche Gelenkstabilität garantiert. Es scheint sich dabei um ein durchgehendes Konstruktionsprinzip größerer menschlicher Gelenke zu handeln, in dem der Inkongruenz eine wichtige funktionelle Bedeutung zukommt.

Die diffuser und weniger charakteristisch verteilte Mineralisierung der Trochlea humeri und des Capitulum humeri dürften durch die unter verschiedenen Beugewinkeln auf unterschiedliche Anteile der Gelenkfläche wirkende Beanspruchung bedingt sein. Dies hängt damit weniger von der Geometrie der artikulierenden Gelenkflächen als vielmehr vom individuell sehr variablen Bewegungsmuster der oberen Extremität ab.

Mineralisierungsmuster in den Gruppen A-C

Während die Dichtemuster des humeroradialen Anteils keiner wesentlichen individuellen Streuung unterworfen sind, finden sich im Humeroulnargelenk interindividuelle Unterschiede, die sich in einen Bezug zur Morphologie des Knorpelüberzuges in der proximalen Ulna bringen lassen. Heine [9] fand in einer Untersuchung an 500 Ellbogen, daß im ersten Lebensjahrzehnt in allen Fällen eine durchgehende Knorpeloberfläche der Incisura trochlearis zu beobachten ist. Bei Erwachsenen findet er dagegen in etwa $\frac{2}{3}$ der Fälle eine komplette Unterteilung durch eine zentrale Querrinne, bei $\frac{1}{3}$ der Erwachsenen eine medial unterteilte und lateral durchgehende und nur in ganz seltenen Fällen eine beidseits durchgehende Gelenk-

fläche. Diese prozentuale Verteilung wird auch durch Untersuchungen von Tillmann [19] bestätigt, der die Unterteilung der Knorpeloberfläche auf eine Rückbildung des embryonal zentral angelegten Gelenkknorpels zurückführt. Ein Dickenverlust des Gelenkknorpels ist vor dem Hintergrund der Theorie der kausalen Histogenese [16] plausibel, da die Stützgewebe auf den durch Inkongruenz bedingten Kontaktflächen- und Beanspruchungsverlust im Zentrum der Gelenkfläche mit Rückbildung reagieren. Die von uns gefundenen bizentrischen Dichtemuster in der die Mehrheit aller Erwachsenen repräsentierende Gruppe A vermag diese Vorstellung zu untermauern. In den selten vorliegenden Fällen einer durchgehenden Gelenkfläche (Gruppe B) könnte das bei einigen Individuen zu beobachtende zentrale Dichtemaximum auf eine eher zentrale Druckübertragung in diesen Gelenken hinweisen. Diese gewährleistet vermutlich einen mechanischen Erhaltungsreiz für den Gelenkknorpel und den subchondralen Knochen im Zentrum der Gelenkfläche [16]. Dementsprechend kann für diese Gelenke ein geringerer Grad von Inkongruenz zwischen den humeroulnaren Gelenkpartnern vermutet werden, wofür auch die Befunde von Müller-Gerbl und Putz [14] sprechen. Es stellt sich allerdings die Frage, warum sich auch bei durchgehender ulnarer Gelenkfläche in einigen Fällen mehr oder weniger bizentrische Dichtemuster finden. Hierzu ist festzustellen, daß der makroskopisch sichtbare Knorpelüberzug in bezug auf die Gesamtdicke des Gelenkknorpels, für welche eine Anpassung an die mechanische Beanspruchung angenommen wird [15], gewissermaßen nur die „Spitze des Eisberges“ darstellt, d.h. es ist keinesfalls ausgeschlossen, daß in den Fällen mit bizentrischem Verteilungsmuster der periphere Gelenkknorpel eine wesentlich größere Dicke aufweist als jener, der im Zentrum lokalisiert ist. Es gibt jedoch auch Befunde, die darauf hindeuten, daß keine identische Kausalität für die Anpassung der subchondralen Mineralisierung und der Knorpeldicke an mechanische Faktoren besteht (4/17): Es wird vermutet, daß die Verteilung der subchondralen Mineralisierung eher von der statischen Beanspruchung abhängig ist, während die Ausbildung der Knorpeldicke anderen, u. U. dynamischen Faktoren folgt. Es wäre also durchaus denkbar, daß bei den Individuen der Gruppe B eine seltene intermittierende Beanspruchung der zentralen Bereiche der Incisura trochlearis bei hoher Druckbeanspruchung des Gelenks eine Erhaltung des dort angelegten Gelenkknorpels gewährleistet, während ihr dynamischer Charakter keine entsprechende Anpassung im subchondralen Knochen zuläßt.

Gruppe C dürfte eine Mischform der beiden oben beschriebenen Typen darstellen, bei der im medialen Gelenkbereich die für Gruppe A und im lateralen Gelenkbereich die für Gruppe B angestellten Überlegungen gelten.

Wir schließen aus dem Vergleich subchondraler Mineralisierungsmuster mit den bestehenden Konzepten zur Beanspruchung des Ellbogengelenks, daß die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) in der Lage ist, die bisher vorliegenden Vorstellungen zu den Prinzipien mechanischer Druckübertragung im Gelenk zu erweitern. Die Möglichkeit individuelle Beanspruchungsmuster des Ellbogens „in vivo“ zu erfassen und sie in einen Zusammen-

hang mit der Pathologie des Gelenks zu stellen, läßt unserer Ansicht eine klinische Anwendung dieser Methode sinnvoll und empfehlenswert erscheinen.

Wir danken Herrn Prof. Dr. med. W. Platzer, Direktor des Instituts für Anatomie Innsbruck, für die Zurverfügungstellung des instituts-eigenen Computertomographen und Frau Sybille Friedel für die Anfertigung der Abbildungen sowie die Durchführungen der computergraphischen Bildsummation.

Literatur

1. 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
2. Bullough PG, Jagannath A (1983) The morphology of the calcification front in articular cartilage. Its significance in joint function. *J Bone Joint Surg [Br]* 65:72–78
3. Bunck S (1990) Krümmungs- und Kontaktflächenverhältnisse der articulatio humeroradialis. *Anat Anz* 171:45–53
4. Eckstein F, Müller-Gerbl M, Putz R (1992) Distribution of subchondral bone density and cartilage thickness in the human patella. *J Anat* 180:425–433
5. Eckstein F, Müller-Gerbl M, Steinlechner M, Benedetto KP, Putz R (1993) Subchondrale Mineralisierungsmuster bei Chondromalacia patellae. *Arthroskopie* 6:116–120
6. Goel VK, Singh D, Bijlani V (1982) Contact areas in human elbow joints. *J Biomech Eng* 104:169–175
7. Goodfellow JW, Bullough PG (1967) The pattern of aging of the articular cartilage of the elbow joint. *J Bone Joint Surg [Br]* 49:174–181
8. Halls AA, Travill R (1964) Transmission of pressures across the elbow joint. *Anat Rec* 150:243–247
9. Heine I (1925) Über die Quersfurche am Olecranon. *Anat Anz* 59:257–271
10. Morrey BF (1985) *The elbow and its disorders*. Saunders, Philadelphia
11. Morrey BF (1992) Primary degenerative arthritis of the elbow. Treatment by ulnerohumeral arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Br]* 74:409–413
12. Müller-Gerbl M, Putz R, Hodapp N, Schulte E, Wimmer B (1989) Computed tomography-osteosorptiometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long term mechanical adaptation in individual joints. *Skeletal Radiol* 18:507–512
13. Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R, Beyer W, Hirschfelder H, Täger KH (1993) Reaction of the subchondral bone to the changes in mechanical stress in the knee joint following osteotomy. *J Biomech* 7:883
14. Müller-Gerbl M, Putz R (1992) Zur Morphologie und Mechanik der Gelenke in Abhängigkeit vom Lebensalter. *Aktuel Osteol* (im Druck)
15. Oberländer W, Kurrat HJ (1982) Die Knorpeldickenverteilung im distalen Teil des Ellenbogengelenks. *Morph Med* 2:45–52
16. Pauwels F (1965) *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer, Berlin Heidelberg New York
17. Putz R, Müller-Gerbl M (1988) Funktionelle Anatomie des Ellbogengelenks. *Orthopäde* 17:338–346
18. Stormont TJ, An KN, Morrey BF, Chao EY (1985) Elbow joint contact study: comparison of techniques *J Biomech* 18:329–336
19. Tillmann B (1978) A contribution to the functional morphology of articular surfaces. Thieme, Stuttgart

Dr. F. Eckstein
Lehrstuhl I
Anatomische Anstalt
Pettenkoferstraße 11
D-80336 München