

ANNALS OF ANATOMY ANATOMISCHER ANZEIGER

Contents

In memoriam Professor Werner Lierse (J. Sievers)	481
Epperlein, H.-H., Löfberg, J.: The development of the neural crest in amphibians	483
Morriss-Kay, G., Ruberte, E., Fukiishi, Y.: Mammalian neural crest and neural crest derivatives	501
Kaas, J. H.: The functional organization of somatosensory cortex in primates	509
Hildebrand, R.: Ein menschliches Bild vom Menschen? Zum Wandel des Menschenbildes in der Anatomie	519
Fritsch, H.: Development and organization of the pelvic connective tissue in the human fetus	531
Önderöglu, S., Yüksel, M., Arik, Z.: Unusual branching and course of the testicular artery	541
Eckstein, F., Löhe, F., Steinlechner, M., Müller-Gerbl, M., Putz, R.: Kontaktflächen des menschlichen Humeroulnargelenks in Abhängigkeit von der Anpreßkraft, ihr Zusammenhang mit subchondraler Mineralisierung und Gelenkflächenmorphologie der Incisura trochlearis	545
Prescher, A., Adler, C.-P.: A special form of hyperostosis frontalis interna	553
Wilkinson, J. M., Pollard, I.: Immunohistochemical localisation of the 90, 70 and 25 kDa heat shock proteins in control and caffeine treated rat embryos	561
Khaledpour, C., Schindelmeiser, J.: Simultaneous bilateral occurrence of a M. extensor digiti medii and a M. extensor digitorum brevis	567
Kawamura, H., Kimura, M., Ichihara, I.: The effect of androgen and estrogen on secretory epithelial cells and basal cells of the rat ventral prostate after long-term castration	569
Information	500
Buchbesprechungen	508, 530, 540, 560

Indexed in CURRENT CONTENTS

Annals of Anatomy

Publishers: Gustav Fischer Verlag Jena GmbH, Postfach 100537, D-07705 Jena; Telefon (03641) 27332, Telefax (03641) 22638.

Managing editor: Prof. Dr. W. Kühnel, Institut für Anatomie der Medizinischen Universität, Ratzeburger Allee 160, D-23538 Lübeck.

Type setting, printing, binding: Druck- und Verlagshaus Jena GmbH, Spitzweidenweg 17/19, D-07743 Jena.

Advertising sales: Gustav Fischer Verlag Jena GmbH, Anzeigenverwaltung, Frau A. Schütz, Postfach 100537, D-07705 Jena; Telefon (03641) 27332, Telefax (03641) 22638.

The price list from January 1st, 1993 is effective at present.

Distribution and subscription agency: Gustav Fischer Verlag Jena GmbH, Zeitschriftenvertrieb, Frau B. Dressler, Postfach 100537, D-07705 Jena; Telefon (03641) 27332, Telefax (03641) 22638.

For the USA and Canada only: VCH Publishers, Inc., Distribution Center, 303 N.W. 12th Avenue, Deerfield Beach, FL 33442-1788; Telefon (305) 4285566, Telefax (305) 4288201.

Terms of delivery (1993): 1 volume consisting of 6 issues.

Subscription rate (1993): Volume price: DM 568,- plus postage. Single issue price: DM 110,- plus postage. Reduced subscription-price for personal subscribers DM 378,- plus postage.

Subscription information: Please, send your order to your scientific bookshop, to your hitherto dealer or directly to our publishing house. If not terminated the subscription will be effective until recalled. If no discontinuance is given until October, 31st the delivery of the journal will be continued.

Banking connections: Postgiroamt Leipzig, Konto-Nr. 149249-903, BLZ 86010090; Deutsche Bank, Konto-Nr. 3907656, BLZ 82970000; Commerzbank AG, Filiale Jena, Konto-Nr. 2581122, BLZ 82040000.

Copyright: The articles published in this Journal are protected by copyright. All rights are reserved. No part of the Journal may be reproduced in any form without the written permission of the publisher.

Printed in Germany

© Gustav Fischer Verlag Jena GmbH 1993

Kontaktflächen des menschlichen Humeroulnargelenks in Abhängigkeit von der Anpreßkraft, ihr Zusammenhang mit subchondraler Mineralisierung und Gelenkflächenmorphologie der Incisura trochlearis

Felix Eckstein*, Florian Löhe*, Martin Steinlechner**,
Magdalena Müller-Gerbl* und Reinhard Putz*

*Anatomische Anstalt, Pettenkoflerstraße 11, D-80336 München, Deutschland, und

**Institut für Anatomie, Müllerstraße 69, A-6010 Innsbruck, Österreich

Zusammenfassung. Eine Beurteilung der Beanspruchungsverteilung in Gelenken kann durch die Bestimmung von Kontaktflächen und Anpreßkräften sowie indirekt über die funktionelle Anpassung der Gewebe vorgenommen werden. Es wurden daher an 8 formalinfixierten menschlichen Humeroulnargelenken unter Verwendung einer Polyätherabformmasse (ESPE) Größe und Lage der Kontaktflächen in Abhängigkeit von der Gelenkkraft (Zwick-Universalprüfmaschine/ Vidas-Bildanalyse-System) bestimmt. Die flächenhafte Verteilung subchondraler Mineralisierung wurde mittels CT-Osteoabsorptiometrie ermittelt.

Die Größe der Kontaktflächen nimmt in Abhängigkeit von der Anpreßkraft von ca. 10% der gesamten Gelenkfläche bei 20 N bis ca. 60% bei 1280 N zu. Die Kontaktflächen sind bei geringer Kraft (10 - 20 N) ventral und dorsal in der Gelenkfläche lokalisiert und dehnen sich bei zunehmendem Anpreßdruck nach zentral aus. Bei unterteilten Gelenkflächen konfluieren sie bei etwa 160 - 640 N, bei durchgehend überknorpelten Gelenkflächen bei ca. 40 - 80 N. An unterteilten Gelenkflächen finden sich bizen-trische Mineralisierungsmuster des subchondralen Knochens mit Maxima in den ventralen und dorsalen Gelenkflächenanteilen. Gelenkflächen mit durchgehendem Knorpelüberzug sind dagegen eher zentral hoch mineralisiert.

Die Mineralisierungsmuster sowie die Lage der Kontaktflächen weisen auf eine physiologische Inkongruenz der Gelenkflächen hin, welche unter zunehmendem Druck (bedingt durch viskoelastische Verformung des Gelenkknorpels und des subchondralen Knochens) verschwindet. Für Gelenkflächen mit unterteilter Gelenkfläche wird ein höheres Maß an Inkongruenz postuliert als für solche mit

durchgehendem Knorpelüberzug. Bei der hierdurch bedingten, peripher erfolgenden Druckübertragung scheint es sich um ein funktionelles Prinzip zu handeln, welches in mehreren menschlichen Gelenken verwirklicht ist und welches zu einer Optimierung der Spannungsverteilung sowie günstigeren nutritiven Bedingungen für den Gelenkknorpel führt.

Summary. Evaluation of the stress distribution in joints can be obtained directly from contact areas and pressure forces, and also indirectly from the functional adaptation of the connective tissues. Therefore 8 human humero-ulnar joints, fixed in formalin, were examined for size and position of contact areas (polyether casting/Vidas image analyser) and their dependence upon the joint forces (Zwick material testing machine). The distribution of subchondral mineralisation was assessed, using CT osteoabsorptiometry.

Depending on the joint force, the contact areas increase from about 10% of the total surface (20 N) to approximately 60% (1280 N). With weak forces they are localised ventrally and dorsally in the joint, with more powerful forces they run together centrally. With a divided articular surface they join at about 160 - 640 N, with a continuous surface, at about 40 - 80 N. Divided joint surfaces show a bicentric mineralisation pattern of the subchondral bone with ventral and dorsal maxima. Continuous surfaces, on the other hand, usually show central maxima.

Both the mineralisation pattern and the position of the contact areas suggest a physiological incongruity of the humero-ulnar joint surfaces, which vanishes with increasing pressure due to viscoelastic deformation of articular cartilage and subchondral bone. More marked incongruity is postulated for the divided surfaces than for the others. The consequent peripheral transmission of pressure seems

Correspondence to: Reinhard Putz



to involve a functional principle, which, present in several human joints, leads to both optimal distribution of the stress and better nutrition of the articular cartilage.

Key words: Contact areas – Elbow joint physiology – Humero-ulnar joint – Joint loading – Subchondral bone – Mineralisation – Joint surface morphology

Einleitung

Für die Abschätzung der Beanspruchungsverteilung in Gelenken kommt neben der Größe und der "relativen Verweildauer" der Resultierenden vor allem der Größe und der Lage der kraftaufnehmenden Flächen eine ganz wesentliche Bedeutung zu (Pauwels 1965; Tillmann 1978; Soslowky et al. 1992). Die Kontaktflächen im Gelenk sind dabei abhängig von der primär bestehenden Geometrie der artikulierenden Gelenkkörper (Bullough et al. 1968; Greenwald und O'Conner 1971; Bullough und Jagannath 1983; Ateshian et al. 1991). Aufgrund der viskoelastischen Verformbarkeit von Gelenkknorpel und subchondralem Knochen sind die Gelenkgeometrie und die Kontaktflächen jedoch Veränderungen unterworfen, die in direktem Zusammenhang mit der Größe der einwirkenden Gelenkkraft stehen (Greenwald und Hynes 1972; Bullough et al. 1973; Miyanaga et al. 1984; Greenwald 1991).

Tillmann (1978) weist darauf hin, daß die röntgendensitometrisch bestimmbare Verteilung subchondraler Knochendichte, für die es als weitgehend gesichert gelten kann, daß sie die Beanspruchungsverteilung in Gelenken widerspiegelt (Pauwels 1965; Müller-Gerbl et al. 1989, 1990; Müller-Gerbl 1992), in einem Zusammenhang mit der Morphologie des Knorpelüberzuges der Incisura trochlearis steht. So finden sich bei Präparaten mit geteilter ulnarer Gelenkfläche im Sagittalschnitt ventrale und dorsale Maxima subchondraler Röntgendichte, während Präparate mit durchgehender Knorpelfläche zentral am höchsten mineralisiert sind (Tillmann 1978; Müller-Gerbl und Putz 1992). Bizentrische Verteilungsmuster lassen sich dabei nach Tillmann (1978) entweder auf Basis einer höheren Verweildauer der Gelenkresultierenden in den ventralen und dorsalen Gelenkabschnitten oder einer durch Inkongruenz der artikulierenden Gelenkflächen bedingten peripheren Lage der Kontaktflächen erklären.

Über die Kontaktflächen im Humeroulnargelenk und insbesondere über ihr Verhalten unter zunehmender Druckbeanspruchung des Gelenks gibt es bislang nur wenig Information. Goodfellow und Bullough (1967) sowie Walker (1977) finden periphere Kontaktflächen ventral und dorsal in der Incisura trochlearis. Ihre Beobachtungen stützen sich allerdings auf Einzelpräparate, und die Autoren machen keine Angaben zur Höhe der im Versuchsaufbau angewendeten Anpreßkraft. Goel et al. (1982) untersuchen die Kontaktflächen mehrerer Präparate in verschiedenen Beugstellungen des Ellbogens, üben dabei aber keinen Druck auf die Gelenkflächen aus. Erst Stormont et al.

(1985) führen an einem einzelnen Gelenk vergleichende Untersuchungen mit zwei verschiedenen Anpreßkräften durch. Die Autoren beschränken sich jedoch bei der Beschreibung von Lage und Größe der Kontaktflächen im Ellbogengelenk auf rein qualitative Aussagen.

Ziel der vorliegenden Studie ist daher eine quantitative Bestimmung humeroulnarer Kontaktflächengrößen in Abhängigkeit von der einwirkenden Anpreßkraft sowie die Beschreibung ihrer Lage in der Incisura trochlearis. Es soll dabei der Zusammenhang zur mittels CT-Osteoabsorptiometrie (Müller-Gerbl et al. 1989, 1990) bestimmbaren flächenhaften Verteilung subchondraler Mineralisierung und der Gelenkflächenmorphologie der proximalen Ulna (Tillmann 1978; Oberländer et al. 1984) untersucht werden.

Material und Methode

Untersuchungsgut

Wir untersuchten 8 Präparate aus einem anatomischen Präparierkurs (5 weiblichen und 3 männlichen Geschlechts) mit einer Altersverteilung von 60 - 93 Jahren (Durchschnittsalter 79 Jahre). Diese waren in 3,7% Formaldehyd-Lösung fixiert und wurden nach der Eröffnung der Gelenkkapsel und Entnahme des Humeroulnargelenks in der gleichen Fixierlösung für 6 Monate aufbewahrt. Es standen dabei nur rechte Gelenke zur Verfügung. Präparate mit makroskopisch sichtbarer Knorpelschädigung wurden von der Untersuchung ausgeschlossen. Entnommen wurden vier Präparate mit vollständig unterteilter Incisura trochlearis, bei denen die überknorpelte Gelenkfläche in der Tiefe der Incisura trochlearis von einer knöchernen Leiste quer unterteilt wird (Gruppe A). Zwei wiesen eine inkomplette Unterteilung der Gelenkfläche im medialen Gelenkbereich auf (Gruppe B), und zwei weitere verfügten über eine sowohl medial wie lateral durchgehende Gelenkfläche (Gruppe C). Das Caput radii, das umgebende Weichteilgewebe, die Gelenkkapsel, die Bänder und die meniskoiden Schleimhautfalten wurden vor der Untersuchung reseziert.

Kontaktflächenbestimmung

Der Humerusschaft wurde in der Halterung einer Zwick-Materialprüfmaschine mittels Schnellzement fixiert und die Längsachse des humeralen Kondylus senkrecht zum Prüftisch der Maschine ausgerichtet. Die ulnare Gelenkfläche wurde so positioniert, daß Proc. coronoideus und Olecranon in gleicher Höhe über dem Prüftisch der Materialprüfmaschine lokalisiert waren. Diese Stellung entspricht - aufgrund der Rotation des humeralen Kondylus gegenüber dem Humerusschaft um 30 Grad nach ventral und der Rotation der Öffnung der Incisura trochlearis gegenüber dem Schaft der Ulna um 30 Grad nach dorsal (Morrey 1985) - einer Beugstellung des Ellbogens von 90 Grad. Die Resultierende wurde damit in Anlehnung an die Berechnungen von Morrey (1985) zentral in die Incisura trochlearis eingeleitet. Unter bestehendem Gelenkkontakt mit der Trochlea humeri wurde die Ulna mit Schnellzement in einer unbeweglichen Schale auf dem Prüftisch fixiert. Nach Aushärtung des Zements wurden die Gelenkkörper durch Hochfahren der Halterung der Prüfmaschine exartikuliert und ausgiebig in 0,9%iger, physiologischer Kochsalzlösung getränkt. Nach Besprühen der Gelenkflächen mit Silicon-Trennmittel (Wacker) wurde eine definierte Menge an Polyätherabformmasse (ESPE) mit entsprechendem Härter

Tabelle 1. Mittelwerte, Standardabweichungen, Minima und Maxima bei sechsmaliger Bestimmung von Gelenkflächengröße, Kontaktflächengröße (bei 20 N) und prozentuaem Anteil der Kontaktfläche an der Gelenkfläche

	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Gelenkflächengröße	1090 mm ²	24,6	1059	1127
Kontaktflächengröße	159 mm ²	9,5	145	171
Prozentualer Anteil	14,58%	0,826	13,72	15,87

(Verarbeitungszeit ca. drei Minuten) innerhalb einer Minute vermengt und gleichmäßig auf die Incisura trochlearis aufgetragen. Der gewünschte Druck wurde von der Prüfmaschine in ca. einer Minute angefahren und bis zum Ende der Verarbeitungszeit konstant gehalten. Das Gelenk wurde bis zum Aushärten der Substanz (ca. 10 Minuten) in unveränderter Position belassen. Nacheinander wurden für jedes Gelenk Abdrücke unter 10, 20, 40, 80, 160, 320, 640 und 1280 Newton Anpreßkraft angefertigt, wobei der Gelenkknorpel über den gesamten Versuchsablauf mit physiologischer Kochsalzlösung feuchtgehalten wurde.

Zur Bestimmung der Größe der Kontaktflächen wurde für jedes Gelenk ein Stück Aluminiumfolie zugeschnitten, welches die überknorpelte Gelenkfläche und die zentrale Querfurche, d. h. die gesamte für den Gelenkkontakt zur Verfügung stehende Oberfläche, bedeckte. Die an dem Polyätherabdruck sichtbaren Kontaktflächen wurden auf die Folie übertragen und diese anschließend in vier Quadranten unterteilt. Als Teilungslinien dienten die Querfurche und die längs ausgerichtete Führungsleiste

der Incisura trochlearis. Die Größe dieser Quadranten und die Größe der jeweils anteilig in ihnen lokalisierten Kontaktflächen wurde bildanalytisch bestimmt (Vidas/Kontron). Die Lage der Kontaktflächen wurde dokumentiert, indem ihre ventral-dorsale Ausdehnung anhand einer angelegten Gradskala (0 Grad = Proc. coronoideus, 180 Grad = Olecranon) abgelesen und - wie in Abb. 1 gezeigt - graphisch dargestellt wurde.

Die Reproduzierbarkeit der Abdruckmethode und der bildanalytischen Vermessung wurde geprüft, indem ein identisches Gelenk insgesamt sechsmal bei einer Anpreßkraft von 20 Newton untersucht und wie oben beschrieben ausgewertet wurde.

CT-Osteoabsorptiometrie

In einem Somatom SF Computertomographen wurden die ulnaren Gelenkflächen sagittal geschichtet. Mittels CT-Osteoabsorptiometrie (Müller-Gerbl et al. 1989, 1990; Müller-Gerbl 1992) wurde die Verteilung der subchondralen Mineralisierung zwischen 300 und 900 Hounsfieldeinheiten (HU) unter Benutzung einer Gelenkflächenschablone (Abb. 2a) flächenhaft zur Darstellung

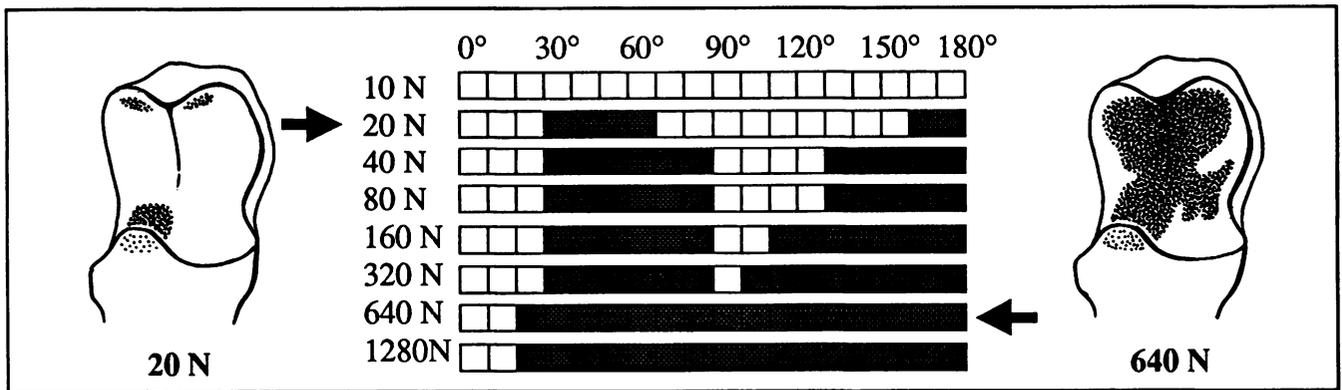


Abb. 1. Darstellung der ventral-dorsalen Ausdehnung der Kontaktflächen in Abhängigkeit von der Anpreßkraft (0° = Proc. coronoideus, 180° = Olecranon, Kontaktflächen dunkel).

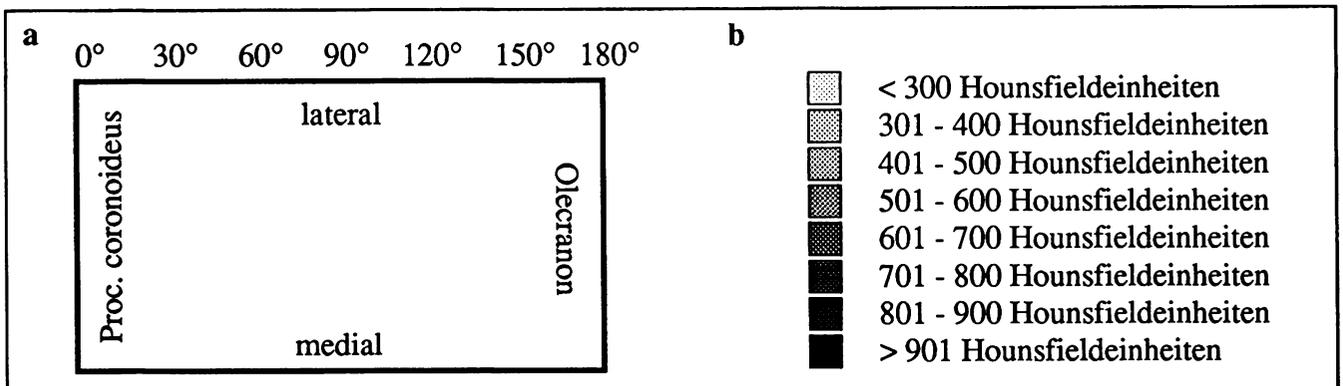


Abb. 2. a) Gelenkflächenschablone der Incisura trochlearis. b) Grauwertlegende der Hounsfieldeinstufen.

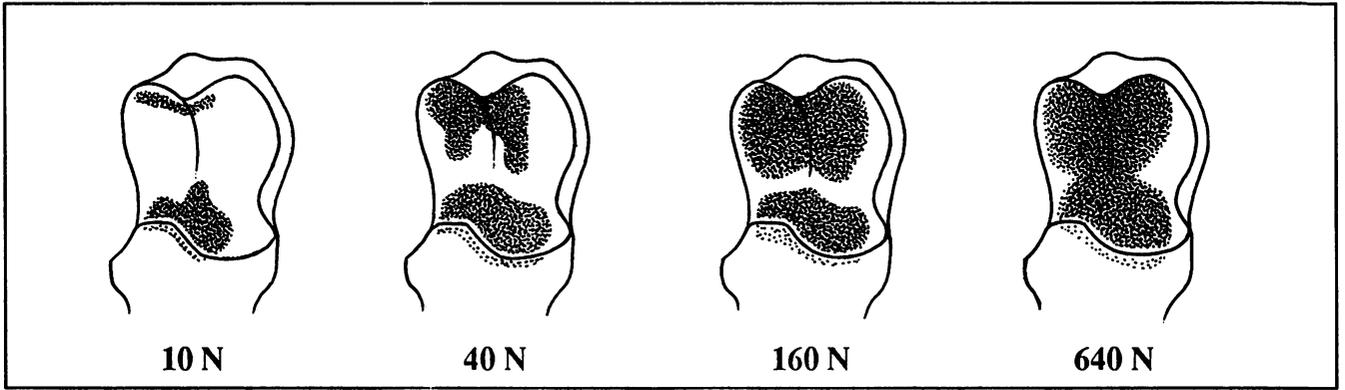


Abb 3. Einzelbeispiel der Ausdehnung humeroulnarer Kontaktflächen bei 10, 40, 160 und 640 Newton Anpreßkraft.

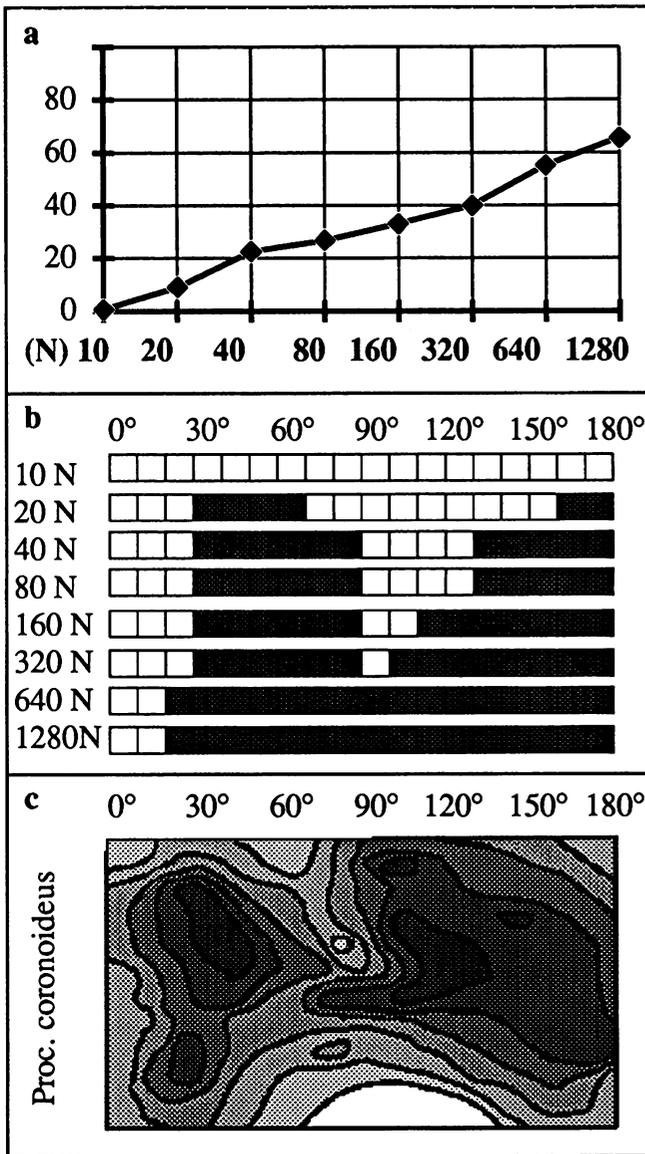


Abb 4. Präparat aus Gruppe A (Gelenkfläche unterteilt). a) Größe der Kontaktflächen (in Prozent der Gelenkfläche) in Abhängigkeit von der Anpreßkraft (in Newton). b) Lage der Kontaktflächen in der Incisura trochlearis in Abhängigkeit von der Anpreßkraft. c) Verteilung der subchondralen Mineralisierung in der Gelenkfläche.

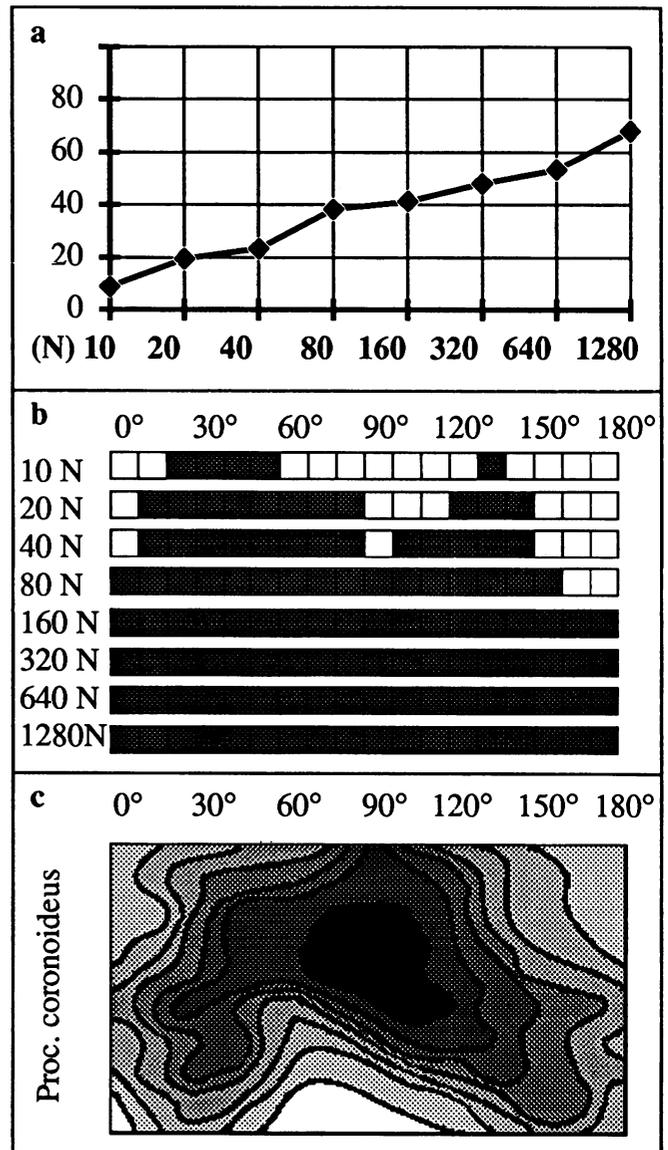


Abb 5. Präparat aus Gruppe B (Gelenkfläche medial unterteilt, lateral durchgehend). a) Größe der Kontaktflächen (in Prozent der Gelenkfläche) in Abhängigkeit von der Anpreßkraft (in Newton). b) Lage der Kontaktflächen in der Incisura trochlearis in Abhängigkeit von der Anpreßkraft. c) Verteilung der subchondralen Mineralisierung in der Gelenkfläche.

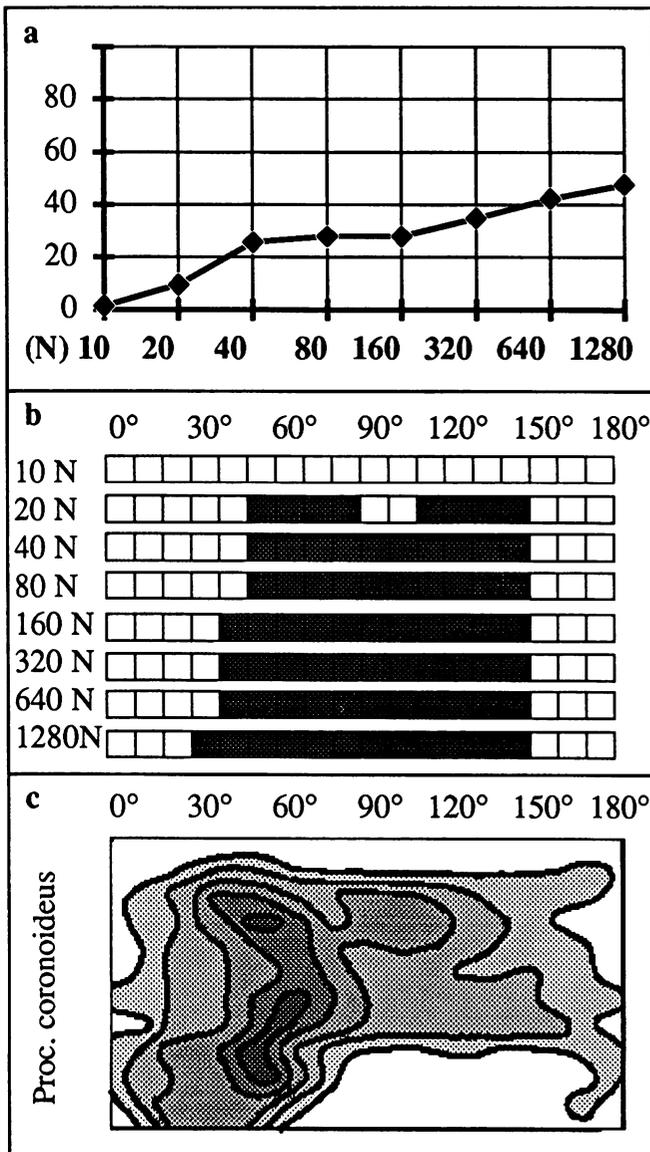


Abb. 6. Präparat aus Gruppe C (Gelenkfläche medial und lateral durchgehend).

a) Größe der Kontaktflächen (in Prozent der Gelenkfläche) in Abhängigkeit von der Anpreßkraft (in Newton). b) Lage der Kontaktflächen in der Incisura trochlearis in Abhängigkeit von der Anpreßkraft. c) Verteilung der subchondralen Mineralisierung in der Gelenkfläche.

Tabelle 2. Reproduzierbarkeit der flächenhaften Rekonstruktion subchondraler Mineralisierung aus 6 verschiedenen Aufnahmesätzen eines identischen Gelenks: Prozentzahl identischer Bildpunkte, der Bildpunkte mit Unterschieden von einer Dichtestufe; E 1 bis 5 = einzelne Gelenkflächen im Vergleich zu E 0; E Ø = Durchschnittswerte für die Gelenkflächen 1 bis 5

	E 1	E 2	E 3	E 4	E 5	E Ø
Prozentzahl identischer Pixel	82,4%	75,2%	79%	88,2%	74,2%	79,8%
Differenz gleich einer Dichtestufe (100 HU)	10%	13,8%	9,3%	8,4%	12,8%	10,9%
Differenz größer als eine Dichtestufe	7,6%	11%	11,7%	3,4%	13%	9,3%

gebracht. Die Reproduzierbarkeit der Methode wurde bestimmt, indem eine identische ulnare Gelenkfläche sechsmal zu unterschiedlichen Zeitpunkten im Betriebsablauf des CT-Geräts geschichtet und der beschriebenen Auswertung unterzogen wurde. Der Vergleich der rekonstruierten Verteilungsmuster erfolgte bildanalytisch (Vidas/Kontron), indem die Prozentzahl übereinstimmender und von Aufnahme zu Aufnahme abweichender Bildpunkte bestimmt wurde. Die individuellen Verteilungsmuster wurden digitalisiert (Hewlett Packard Scan Jet Plus) und die verschiedenen Dichtebereiche in einem PC (Apple Macintosh) mit Graustufen belegt (Abb. 2b).

Ergebnisse

Kontaktflächen

Die Ausdehnung der Kontaktflächen nahm bei allen Präparaten mit zunehmender Anpreßkraft deutlich zu. Ihre Größe betrug bei 20 N etwa 5 bis 20% und bei 1280 N zwischen 45 und 80% der Gelenkfläche. Die Kontaktflächen waren dabei bei 10 bis 20 N stets peripher in der Gelenkfläche lokalisiert und dehnten sich bei höherer Kraft einwirkung von Präparat zu Präparat mit unterschiedlicher Progredienz nach zentral in die Tiefe der Incisura trochlearis aus (Abb. 3).

Abb. 4 a zeigt an einem Beispiel der Gruppe A (unterteilte Gelenkfläche) die Zunahme der Kontaktflächen von 9,1% bei 20 N auf 65,5% bei 1280 N. Für dieses Präparat (Abb. 4 b) ergab sich bei 20 N eine ventrale (30 - 70° in der Incisura trochlearis) und eine dorsale Kontaktfläche (160 - 180°). Diese konfluieren bei 640 N zu einer zentral durchgehenden Kontaktfläche (20 - 180°). Bei Präparaten der Gruppe B (medial unterteilte und lateral durchgehende Gelenkfläche) war ebenfalls eine Größenzunahme der Kontaktflächen zu beobachten, und zwar in dem gezeigten Beispiel (Abb. 5 a) von 19,4% (20N) auf 61,5% (1280 N). Die Kontaktflächen lagen bei 20 N peripher (Abb. 5 b), konfluieren aber schon bei 80 N zentral in der Tiefe der Incisura trochlearis. Ein Beispiel der Gruppe C (medial und lateral durchgehende Gelenkfläche) zeigte (Abb. 6 a) Kontaktflächenengrößen zwischen 9,5% (20N) und 47,7% (1280 N). Diese waren bei 20 N peripher lokalisiert und konfluieren zentral bei 40 N (Abb. 6 b).

Die Reproduzierbarkeit der Kontaktflächengrößen sowie die Reproduzierbarkeit der Messung der maximal zur Verfügung stehenden Gelenkfläche ist in Tabelle 1 dokumentiert.

CT-osteabsorptiometrische Befunde

Präparate der Gruppe A (unterteilte Gelenkfläche) zeigten ein zweigipfliges Verteilungsmuster subchondraler Mineralisierung in der Incisura trochlearis mit je einem Maximum in der ventralen und dorsalen Gelenkfläche. Der zentrale Bereich unter der Quersfurche in der Tiefe der Gelenkfläche war dagegen um 300 HU geringer mineralisiert (oben genanntes Präparat aus Gruppe A, Abb. 4 c). Bei Gruppe B (medial unterteilte und lateral durchgehende Gelenkfläche) fand sich im lateralen Gelenkbereich ein zentral lokalisiertes Maximum und medial je ein Dichtemaximum ventral und dorsal in der Incisura trochlearis (Abb. 5 c). Bei Gruppe C (medial und lateral durchgehende Gelenkfläche) waren ein zentral lokalisiertes Dichtemaximum und eine Abnahme der Dichtewerte von dort zu den Randbereichen hin zu beobachten (Abb. 6 c).

Ein bildanalytischer Vergleich der flächenhaften Rekonstruktion subchondraler Mineralisierung aus 6 unterschiedlichen Aufnahmesätzen ergibt für das verwendete CT-Gerät eine exakte Reproduzierbarkeit von durchschnittlich etwa 80% der Bildpunkte in der Gelenkfläche. 11% der Pixel weisen eine Abweichung um eine (von acht) Dichtestufen, weitere 9% um mehr als eine Dichtestufe auf (Tabelle 2).

Diskussion

Diskussion der Methodik

Die Kontaktflächenbestimmungen an einem identischen Gelenk bei gleichem Anpreßdruck zeigen, daß sowohl die Abdruckmethode an sich wie auch die bildanalytische Vermessung reproduzierbare Meßwerte liefern. Eine quantitative Auswertung der Messungen erscheint somit möglich und sinnvoll.

Was das vorliegende Untersuchungsgut betrifft muß allerdings die Einschränkung gemacht werden, daß von den hier vorliegenden Befunden an fixierten Präparaten nicht ohne weiteres auf die physiologischen Verhältnisse im Gelenk rückgeschlossen werden kann. Kurrat (1977) gibt zwar an, daß die Formalinfixierung keinen Einfluß auf die Knorpeldicke hat; es kann jedoch nicht mit Sicherheit ausgeschlossen werden, daß der Gelenkknorpel vor oder während der Untersuchung geringfügig schrumpft. Dies hätte allerdings die Konsequenz, daß unter "in vivo" Bedingungen am nichtfixierten Gelenk die hier ermittelte Druckübertragung über periphere Kontaktflächen noch deutlicher zu Tage treten dürfte, weil bei einer größeren Knorpeldicke von einem höheren Maß an Inkongruenz zwischen der Incisura trochlearis und der Trochlea humeri ausgegangen werden muß. Darüber hinaus postulieren Oberländer et al. (1984) vor dem Hintergrund tierexperimenteller Befunde von Ingelmark und Ekholm (1948), daß

es bei physiologischem Gebrauch des Humeroulnargelenks zu einer funktionellen Knorpelquellung kommen soll, die eine weitere Zunahme der Inkongruenz der Gelenkflächen bedingt.

Nicht zu vernachlässigen ist auch der Effekt der Formalinfixierung und des Nichtvorhandenseins von Synovialflüssigkeit auf die viskoelastische Verformbarkeit des Gelenkknorpels. Diese ist nach Mow et al. (1984) von einer Interaktion zwischen den flüssigen Bestandteilen und der soliden Knorpelmatrix abhängig; der Einfluß von Formaldehyd auf diese Wechselwirkung ist nur schwer abzuschätzen. Es erscheint außerdem möglich, daß in bestimmten Situationen (wie z. B. bei Liegestütz) der Zug des M. triceps brachii am Olecranon einer Abnahme der Inkongruenz durch Verformung der knöchernen Bestandteile entgegenwirkt. Dies ist ein Effekt, der in dem hier verwirklichten Versuchsaufbau nicht zur Geltung kommen kann.

An einem allgemeinen Prinzip der Druckübertragung, die bei geringer Anpreßkraft ausschließlich über periphere Kontaktflächen stattfindet und erst bei höherer Kraft auch zentral erfolgt, können die genannten Faktoren unserer Meinung jedoch nichts Entscheidendes ändern. Es ist daher sehr wohl möglich, aus den vorliegenden Befunden die wesentlichen Prinzipien der Druckübertragung im Humeroulnargelenk abzuleiten.

Die Validität CT-osteabsorptiometrischer Befunde und ihre hohe Korrelation mit der Verteilung des subchondralen Calcium-Gehaltes wurde bereits ausführlich dargestellt (Müller-Gerbl 1992). Die Reproduzierbarkeit der flächenhaften Darstellung der subchondralen Mineralisierung ist vom Auflösungsvermögen des verwendeten CT-Gerätes und der jeweiligen Ausrichtung des Präparates im CT-Gerät abhängig. Die gemessenen Abweichungen von ca. 20% der Bildpunkte erklären sich somit zum Teil durch leichte Verkippungen und Verdrehungen der Gelenkfläche gegenüber der Sagittalebene, welche bei der flächenhaften Rekonstruktion von Aufnahme zu Aufnahme zu Verschiebungen der Hounsfieldstufen in den Randbereichen der Gelenkflächenschablone führen. Es ergibt sich darüber hinaus aufgrund des "partial-volume-Effektes" eine Abhängigkeit der Reproduzierbarkeit von der Lage der CT-Schichten zu der Lokalisation der Maxima und Minima der Mineralisierung in der Gelenkfläche. Da die Schichten bei verschiedenen Aufnahmen jeweils unterschiedlich lokalisiert sind, kommt es auch hierdurch bedingt zu geringfügigen Verschiebungen von Hounsfieldstufen. Die hier interessierende relative Verteilung subchondraler Mineralisierung wird jedoch durch die beschriebenen Effekte nur so geringfügig beeinflusst, daß die Interpretation der Dichtemuster keiner wesentlichen Einschränkung unterworfen ist.

Diskussion der Ergebnisse

Die Kontaktflächenbestimmungen zeigen, daß beim Wirken kleiner Kräfte der Druck über eine ventrale und eine dorsale Kontaktfläche übertragen wird. Dies paßt gut zu der Situation, die Goodfellow und Bullough (1967) an einem

anatomischen Präparat und Walker (1977) an ein Frischpräparat mit Engineer's Blue-Farbstoff gefunden haben. Auch Goel et al. (1982) beschreiben in ihrer Untersuchung an 13 fixierten Präparaten in Beugstellung periphere Kontaktflächen. Die Ausbreitung der Kontaktflächen nach zentral ist mit dem Befund von Stormont et al. (1985) in Einklang zu bringen, der bei 50 Newton Anpreßkraft Kontaktflächen ventral und dorsal im Gelenk beobachtet, während bei 350 Newton auch die zentrale Gelenkfläche in Kontakt tritt. Diese Ergebnisse sprechen für eine primär bestehende physiologische Inkongruenz von Incisura trochlearis und Trochlea humeri, wie sie von Bullough und Jagannath (1983) am Präparat eines jüngeren Individuums beobachtet wurde. Es ist plausibel, daß bei höherem Druck - bedingt durch die Verformbarkeit von Knorpel und subchondralem Knochen - diese primär bestehende Inkongruenz verschwindet und der Gelenkdruck über zunehmend größer werdende Kontaktflächen verteilt werden kann. Es muß dabei allerdings berücksichtigt werden, daß aus den Kontaktflächen nicht direkt auf die Spannungsverteilung an der Gelenkfläche rückgeschlossen werden kann, da die Verteilung des Gelenkdrucks innerhalb der Kontaktfläche unbekannt bleibt (Hehne 1983; Miyanaga et al. 1984).

Aus der funktionellen Anpassung der Binde- und Stützgewebe, insbesondere aus der Mineralisierung des subchondralen Knochens, kann jedoch auf die längerfristige, unter physiologischen Bedingungen wirksame Beanspruchungsverteilung auf Gelenkflächen rückgeschlossen werden ("loading history"-Carter 1984). Die zweigipfligen Mineralisierungsmuster der Incisura trochlearis der Präparate mit unterteilter Gelenkfläche, welche in guter Übereinstimmung mit den röntgendensitometrischen Befunden von Tillmann (1978), Putz und Müller-Gerbl (1988) und Müller-Gerbl und Putz (1992) stehen, legen nahe, daß im ventralen und im dorsalen Anteil der Gelenkfläche im Durchschnitt mehr Druck übertragen wird als zentral. Dies zeigt, daß es sich hierbei um ein auch bei physiologischen Bedingungen wichtiges funktionelles Prinzip der Druckübertragung handeln dürfte und daß beim alltäglichen Gebrauch des Gelenks im Durchschnitt mehr Druck über zwei periphere Abstützweiler als zentral in Gelenkflächen übertragen wird. Diese Auslegung macht auch die Unterteilung der Gelenkfläche in Form einer Querrille verständlich, da der hier angelegte Gelenkknorpel nicht das im Sinne der kausalen Histogenese (Pauwels 1965) für den Erhalt des hyalinen Gelenkknorpels notwendige Maß an Deformation erfährt und daher mit einer Rückbildung reagiert (Tillmann 1978; Oberländer et al. 1984).

Bullough (1981) und Greenwald (1991) können in theoretischen Modellen plausibel darlegen, daß eine primär inkongruente Geometrie von Gelenkflächen, wie sie die hier vorliegenden Befunde nahelegen, eine Optimierung der Spannungsverteilung, günstige Ernährungsbedingungen für den Gelenkknorpel und eine hohe Gelenkstabilität bedingt.

Die in den Gruppen mit durchgehender Knorpeloberfläche zentral lokalisierten subchondralen Dichtemaxima passen zu den röntgendensitometrischen Befunden von

Pauwels (1965) und Müller-Gerbl und Putz (1992), die diese Dichteverteilung an Präparaten älterer Individuen beschreiben. Eine solche Abhängigkeit der Mineralisierungsmuster vom Lebensalter läßt sich in unserem Untersuchungsgut nicht feststellen, ist aber aufgrund der relativ kleinen Fallzahl und des sehr hohen Lebensalters der untersuchten Individuen auch nicht auszuschließen.

Ein Zusammenhang solcher Mineralisierungsmuster mit der Morphologie der Gelenkflächen entspricht allerdings den Beobachtungen von Tillmann (1978).

Die Kontaktflächenbestimmungen in Gelenken mit durchgehendem Knorpelüberzug zeigen, daß auch bei diesen die Kontaktflächen bei geringer Anpreßkraft eher peripher lokalisiert sind. Es kommt jedoch im Vergleich zu den Präparaten mit unterteilter Gelenkfläche schon bei relativ kleinen Kraftwerten zu deren Ausdehnung nach zentral. Aus den Überlegungen von Bullough (1981) und Greenwald (1991) ergibt sich, daß die Spannungsverteilung in der Gelenkfläche hierbei ungünstiger ausfallen muß. Die auf zentrale Spannungsspitzen hindeutenden Maxima subchondraler Mineralisierung untermauern diese Hypothese. Für diese Gruppe kann folglich ein geringeres Maß an Inkongruenz angenommen werden als für die Präparate mit unterteilter Gelenkfläche.

Die Beobachtung einer bizentrischen Druckübertragung über periphere Abstützweiler scheint dabei kein auf das Humeroulnargelenk beschränktes Phänomen darzustellen. Kontaktflächenbefunde an der Hüfte (Bollough et al. 1968; Greenwald und O'Connor 1971; Greenwald und Haynes 1972; Bullough et al. 1973; Miyanaga et al. 1984) und CT-osteabsorptiometrische Befunde an Acetabulum, Cavitas glenoidalis und Trochlea tali (Müller-Gerbl und Putz 1992; Müller-Gerbl 1992) legen nahe, daß es sich hierbei um ein allgemeines Prinzip der Druckübertragung in einigen größeren Gelenken des Menschen handelt.

Danksagung

Wir danken der Firma ESPE/München für die freundliche Zurverfügungstellung des Polyäther-Abdruckmaterials.

Herrn Prof. Dr. med. W. Platzer, Direktor des Instituts für Anatomie Innsbruck, sei gedankt für die Möglichkeit, das institutseigene CT-Gerät zu benutzen.

Literatur

- Ateshian GA, Soslowky LJ, Mow VC (1991) Quantitation of articular surface topography and cartilage thickness in knee joints using stereophotogrammetry. *J Biomech* 24: 761 - 776
- Bullough PG (1981) The geometry of diarthrodial joints, its physiological maintenance, and the possible significance of age-related changes in geometry-to-load distribution and the development of osteoarthritis. *Clin Orthop* 156: 61 - 66
- Bullough PG, Jagannath A (1983) The morphology of the calcification front in articular cartilage. *J Bone Joint Surg* 65 B: 72 - 78
- Bullough P, Goodfellow J, Greenwald AS, O'Connor S (1968) Incongruent surfaces in the human hip joint. *Nature* 217: 1290
- Bullough P, Goodfellow J, O'Connor J (1973) The relationship

- between degenerative changes and load bearing in the human hip. *J Bone Joint Surg* 55 B: 746 - 758
- Carter DR (1984) Mechanical loading histories and cortical bone remodelling. *Calcif Tissue Int* 36: 519 - 524
- Goodfellow JW, Bullough PG (1967) The pattern of aging of the articular cartilage of the elbow joint. *J Bone Joint Surg* 49 B: 174 - 181
- Goel VK, Singh D, Bijlani V (1982) Contact areas in human elbow joints. *J Biomech Eng* 104: 169 - 175
- Greenwald AS (1991) Biomechanics of the hip. In: Steinberg ME (ed) *the hip and its disorders*. Saunders, Philadelphia, pp 47 - 56
- Greenwald AS, Hynes DW (1972) Weight bearing areas in the human hip joint. *J Bone Joint Surg* 54 B: 157 - 163
- Greenwald AS, O'Connor JJ (1971) The transmission of load through the human hip joint. *J Biomech* 4: 507 - 528
- Ingelmark BE, Ekholm R (1948) A study on variations in the thickness of articular cartilage in association with rest and periodical load. *Acta Soc Med Upsalien* 53: 61 - 74
- Kurrat HJ (1977) Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks 6. Eine funktionelle Analyse der Knorpeldickenverteilung am menschlichen Femurkopf. *Anat Embryol* 150: 129 - 140
- Hehne HJ (1983) *Das Patellofemoralgelenk*. Enke, Stuttgart
- Miyayama Y, Fukubayashi T, Kurosawa H (1984) Contact study of the hip joint. *Arch Orthop Trauma Surg* 103: 13 - 17
- Morrey BF (1985) *The elbow and its disorders*. Saunders, Philadelphia
- Mow VC, Holmes MH, Lai WM (1984) Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage: a review. *J Biomech* 17: 377 - 394
- Müller-Gerbl M (1992) CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) und ihr Einsatz zur Analyse der Langzeitbeanspruchung der großen Gelenke in vivo. *Habilitationsschrift München*
- Müller-Gerbl M, Putz R (1992) Zur Morphologie und Mechanik der Gelenke in Abhängigkeit vom Lebensalter. *Aktuelle Osteologie: im Druck*
- Müller-Gerbl M, Putz R, Hodapp N, Schulte E, Wimmer B (1989) 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
- Müller-Gerbl M, Putz R, Hodapp N, Schulte E, Wimmer B (1990) Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden. *Z Orthop* 128: 128 - 133
- Oberländer W, Breul R, Kurrat HJ (1984) Die Querfurche des Ellbogengelenkes. Eine biomechanische Deutung ihrer Entstehung. *Z Orthop* 122: 623 - 742
- Pauwels F (1965) *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Putz R, Müller-Gerbl M (1988) Funktionelle Anatomie des Ellbogengelenkes. *Orthopäde* 17: 338 - 346
- Soslowky LJ, Flatow EL, Bigliani LU, Pawluk RJ, Ateshian GA, Mow VC (1992) Quantitation of in situ contact areas at the glenohumeral joint: a biomechanical study. *J Orthop Res* 10: 524 - 534
- Stormont TJ, An KN, Morrey BF, Chao EY (1985) Elbow joint contact study: comparison of techniques. *J Biochem* 18: 329 - 336
- Tillmann B (1978) *A contribution to the functional morphology of articular surfaces*. Thieme, Stuttgart
- Walker PS (1977) *Human joints and their artificial replacement*. Thomas, Springfield

Angenommen am 3. Februar 1993