

Biomed. Technik
43 (1998), 243-248

M. Schnier^{1,2}
J. Priebisch^{1,2}
S. Faber²
M. Haubner³
C. Glaser²
K.-H. Englmeier³
M. Reiser²
F. Eckstein¹

Relevanz suszeptibilitätsinduzierter geometrischer Fehlkodierungen für die Validität MR-basierter Knorpelvolumen- und -dickenmessungen im Kniegelenk

Relevance of Susceptibility-induced Geometrical Distortion for the Accuracy of MR-based Cartilage Volume and Thickness Measurement

¹Anatomische Anstalt, Ludwig-Maximilians Universität München
(Leiter Prof. Dr. med. R. Putz)

²Institut für Radiologische Diagnostik, Klinikum Großhadern
(Leiter Prof. Dr. med. M. Reiser)

³Institut für Medizinische Informatik und Systemforschung,
GSF Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg
(Leiter Prof. Dr. med. W. v. Eimeren)

Schlüsselwörter: Gelenkknorpel, Kniegelenk, Magnetresonanztomographie, Suszeptibilitätsartefakte, Finite-Elemente-Modelle

Ziel der Studie war die Analyse der Relevanz suszeptibilitätsinduzierter geometrischer Fehlkodierungen für die Validität MR-basierter Knorpelvolumen- und -dickenmessungen im menschlichen Kniegelenk. Neun Kniegelenkspräparate wurden sagittal bei einer Auflösung von $2 \times 0,31 \times 0,31 \text{ mm}^3$ mit einer fettunterdrückten Gradientenechosequenz in der MRT untersucht, sowohl bei normaler wie bei gedrehter Orientierung der frequenz- und phasenkodierenden Gradienten. Anschließend wurden CT-arthrographische Datensätze angefertigt. Auf Basis von 3-D-Rekonstruktionen wurde das Knorpelvolumen sowie mit einem 3-D-Minimaldistanz-Algorithmus die Knorpeldickenverteilung der Patella, des Femur und der Tibia bestimmt. Unabhängig von der Gradientenorientierung ergab sich eine hohe Übereinstimmung des Knorpelvolumens und der maximalen Knorpeldicke zwischen MRT und CT-Arthrographie. Bei normaler Gradientenorientierung wurde das Volumen in der MRT um durchschnittlich 2,5 % und bei gedrehten Gradienten um 2,3 % überschätzt. Die maximale Knorpeldicke wurde in der MRT bei normaler Gradientenorientierung um 0,24 Intervalle (von 0,5 mm) und bei gedrehten Gradienten um 0,22 Intervalle unterschätzt. An keiner der Gelenkflächen ergab sich ein relevanter Unterschied zwischen den Verfahren. Es kann gezeigt werden, daß – bei Verwendung hochauflösender, fettunterdrückter Gradientenechosequenzen – suszeptibilitätsinduzierte geometrische Fehlkodierungen keinen nennenswerten Effekt für die Validität MR-basierter Knorpelvolumen- und -dickenbestimmungen im Kniegelenk haben. Die MRT eignet sich damit für die Erstellung patienten-spezifischer Finite-Elemente-Modelle zur Analyse der Druckübertragung in synovialen Gelenken sowie zur präoperativen Planung chirurgischer Interventionen.

Key words: Articular cartilage – knee joint – magnetic resonance imaging – susceptibility artefacts – finite element analysis

The aim of the present study was to analyze the relevance of susceptibility-induced geometrical distortion to the accuracy of MR-based cartilage volume and thickness measurement in the human knee joint. Nine cadaveric knee joints were imaged in the sagittal plane with MRI at a resolution of $2 \times 0.31 \times 0.31 \text{ mm}^3$, using a fat-suppressed gradient echo sequence, with a normal gradient orientation and also with the frequency- and phase-encoding directions changed. CT arthrographic data sets were then obtained. On the basis of 3-D constructions, we determined the cartilage volume and, with a 3-D minimal distance algorithm, the thickness distribution, of the patella, femur and tibia. Irrespective of the gradient orientation, good agreement was observed between MRI and CT arthrography in terms of cartilage volumes and maximum cartilage thickness. With a normal gradient orientation the volume was overestimated by 2.5 % in MRI, and 2.3 % when the gradients were changed. The maximum cartilage thickness was underestimated by 0.24 intervals (interval = 0.5 mm) with a normal gradient orientation, and by 0.22 intervals when the gradient orientation was changed. In none of the joint surfaces was a relevant difference between the two methods observed. It can be shown that, using high-resolution, fat-suppressed gradient-echo sequences – susceptibility-induced geometrical distortion has no significant effect on the accuracy of MR-based cartilage volume and thickness measurements. MRI would therefore appear suitable for the design of patient-specific finite element models with the aim of analysing load transmission in diarthrodial joints and planning surgical interventions.

Einleitung

Während die Erstellung patientenspezifischer Finite-Elemente-Modelle der Knochen auf Basis computerto-

mographischer Datensätze bereits eine relativ hohe Verbreitung gefunden hat [12, 15, 16, 19], ist dies für den Gelenkknorpel bislang nicht in gleicher Weise möglich. Dies liegt in erster Linie daran, daß bis vor

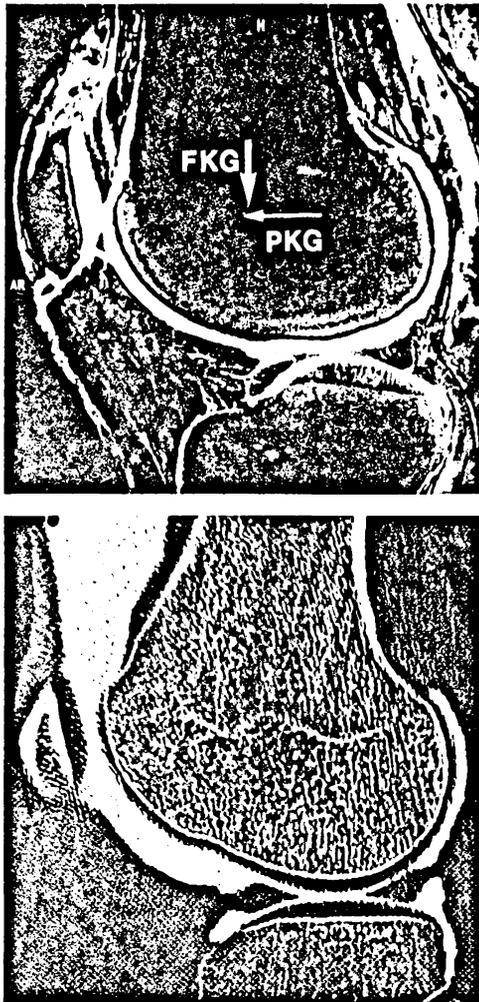


Bild 1. Sagittaler Schnitt durch das Kniegelenk; oben: dreidimensionale, fett-unterdrückte Gradientenechosequenz (43 ms/11 ms/30°; Auflösung $2 \times 0,31 \times 0,31 \text{ mm}^3$). Die Pfeile bezeichnen die Orientierung des frequenzkodierenden Gradienten (FKG = Auslesegradient) und des phasenkodierenden Gradienten (PKG) bei der ersten MR-Aufnahme (MR1); bei der zweiten Akquisition (MR2) wurden die Gradienten ausgetauscht; unten: CT-Arthrographie (Ultravist 300 Röntgenkontrastmittel).

kurzem nur invasive Verfahren für die quantitative Bestimmung des Gelenkknorpels zur Verfügung standen [1], die keine Analyse an Lebenden erlaubten. Computersimulationen der Druckübertragung in synovialen Gelenken [3, 4, 11, 16] sind jedoch von großem wissenschaftlichen und klinischen Interesse, da sich anhand der Vorhersagen der Modelle chirurgische Eingriffe planen und präoperativ optimieren lassen.

Mit dreidimensionalen, hochauflösenden, fett-unterdrückten Gradientenechosequenzen ist es im Prinzip möglich geworden, sowohl das Volumen [5, 17, 18] als auch die Dicke [5, 6] des Gelenkknorpels mit hoher Genauigkeit an Lebenden zu bestimmen. In neuerer Zeit sind Bildverarbeitungsverfahren entwickelt worden, mit denen (basierend auf einer 3-D-Rekonstruktion) die Knorpeldicke innerhalb der gesamten Gelenkfläche unabhängig von der jeweiligen Schichtorientierung bestimmt werden kann [5, 10, 13].

Allerdings ist zu berücksichtigen, daß in der Ma-



Bild 2. Dreidimensionale Rekonstruktion der Kniegelenksknorpel aus einem MR-Datensatz. Die Knorpeldickenmessung erfolgte mit einem 3-D-Minimal-Distanz-Algorithmus innerhalb der rekonstruierten Knorpelflächen, unabhängig von der ursprünglichen Schichtorientierung.

gnetresonanztomographie (MRT) aufgrund eines unterschiedlichen Ausmaßes der Magnetisierung verschiedener Gewebe (magnetische Suszeptibilität) Artefakte auftreten können [14]. Diese Suszeptibilitätsartefakte werden durch lokale Magnetfeldinhomogenitäten bzw. Magnetfeldgradienten hervorgerufen und sind von der spezifischen Zusammensetzung der darzustellenden Gewebe abhängig; ihre Größenordnung kann daher nicht auf Basis von Phantommessungen quantifiziert werden, sondern muß durch direkte Messungen am interessierenden biologischen Objekt erfolgen. Da die durch Suszeptibilitätseffekte induzierten geometrischen Fehlkodierungen nur entlang des Auslesegradienten (frequenzkodierender Gradient), nicht aber entlang des phasenkodierenden Gradienten auftreten [20], kann ihre Auswirkung dadurch abgeschätzt werden, daß vergleichende Messungen bei normaler und gedrehter Orientierung der Gradienten in der MRT durchgeführt werden. Weitere mögliche Artefaktquellen stellen Signalauslöschungen an Grenzflächen, bedingt durch Suszeptibilitätsunterschiede benachbarter Gewebe, Chemical-Shift-Artefakte an der Grenzfläche zwischen wasserreichen Geweben (z. B. Knorpel) und fettreichen Geweben (z. B. Knochen), sowie Truncation-Artefakte dar. Daher sollten quantitative Knorpelmessungen anhand alternativer (etablierter) Verfahren überprüft werden.

Ziel der vorliegenden Studie war die Analyse der Relevanz suszeptibilitätsinduzierter geometrischer Fehlkodierungen für die Validität MR-basierter Knorpelvolumen- und Knorpeldickenmessungen im menschlichen Kniegelenk. Es soll ein Vergleich mit Ergebnissen der CT-Arthrographie durchgeführt werden, da bei diesem Verfahren die physikalischen Grundlagen der Bildgebung bekannt sind und keine geometrischen Verzerrungen der Bilddaten auftreten [20]. Auf Basis dieser Untersuchung soll die Verläss-

lichkeit nichtinvasiver Knorpelmessungen für die Generierung spezifischer Finite-Elemente-Modelle sowie für die biomechanische Analyse des chondralen Deformationsverhaltens im intakten Gelenk [8, 9] bewertet werden.

Material und Methode

Untersucht wurden neun unfixierte, frisch gefrorene Kniegelenkspräparate von männlichen Leichen mit einem Lebensalter zwischen 29 und 64 Jahren. Muskulatur und Weichteile blieben dabei weitgehend intakt. Die Präparate wurden vor der magnetresonanztomographischen und der CT-arthrographischen Untersuchung bei +20 °C aufgetaut.

Für die MRT standen ein 1,5-Tesla-Magnet (Magnetom, Vision, Siemens, Erlangen) und eine zirkular polarisierte Kniegelenkspule zur Verfügung. Die Gelenke wurden bei einer Auflösung von $2 \times 0,31 \times 0,31 \text{ mm}^3$ sagittal mit einer hochauflösenden, fett-unterdrückten Gradientenecho-Sequenz geschichtet (FLASH-3D: TR = 45 ms, TE = 11 ms, Flipwinkel = 30°, Meßzeit = 14 min, FOV = 16 cm, Matrix = 512²). Es wurden der patellare, femorale und die beiden tibialen Gelenkflächen dargestellt (Bild 1a). Bei der ersten Aufnahme (1. MR: normale Gradientenorientierung) waren der frequenzkodierende Gradient von superior nach inferior und der phasenkodierende Gradient von posterior nach anterior ausgerichtet. Bei einer zweiten Aufnahme wurden dann die Orientierungen der Auslesegradienten gedreht (2. MR: frequenzkodierender Gradient von posterior nach anterior und phasenkodierender Gradient von superior nach inferior).

Im Anschluß wurden 100 ml eines verdünnten Röntgenkontrastmittels (Ultravist 300, Schering AG, Berlin) in das Gelenk injiziert und mit einem Somatom-Plus-4-Computertomographen (Siemens, Erlangen) innerhalb von 10 Minuten ein Spiraldatensatz des Knies akquiriert (120 kV, 130 mAs). Auch hierbei wurden sagittale Schichtaufnahmen bei einer Auflösung $2 \times 0,3 \times 0,3 \text{ mm}^3$ gewonnen (Bild 1b), indem das Kniegelenk quer in der Röhre positioniert wurde. In einem Fall konnten bei der Volumenanalyse nur die Patella und das mediale Tibiaplateau, nicht aber die Gelenkfläche des Femurs und des lateralen Tibiaplateaus ausgewertet werden, da die Randbereiche dieser Gelenkflächen nicht komplett erfaßt wurden.

Daraufhin wurden die Datensätze auf ein Parallelrechner-System (Onyx, Silicon Graphics, Mountain View, CA, USA) übertragen und die patellaren, femoralen und tibialen Knorpeloberflächen interaktiv unter Verwendung eines „Region-Growing-Algorithmus“ segmentiert. An Lokalisationen, bei denen Schwierigkeiten in der Abgrenzung auftraten (z. B. die Kontaktzonen der Knorpel und die Randbereiche des Gelenks) wurde die Segmentierung manuell ergänzt. Anschließend erfolgte eine Interpolation der Daten auf isotrope Voxel ($0,31 \text{ mm}^3$) und eine dreidimensionale

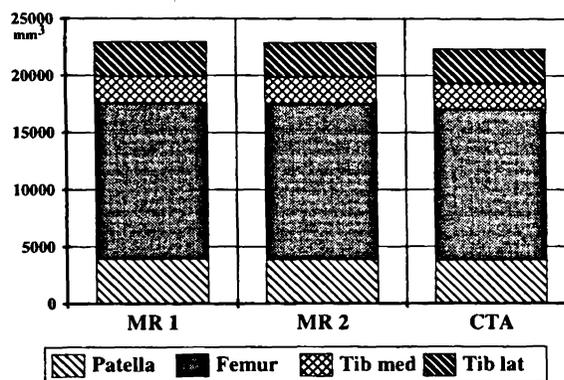


Bild 3. Durchschnittliche Knorpelvolumina der Patella, des Femur, der medialen Tibia und der lateralen Tibia in der MRT (MR 1: normale Gradientenorientierung; MR 2: Austausch der frequenz- und phasenkodierenden Gradienten) und in der CT-Arthrographie (CTA).

Rekonstruktion des jeweiligen Knorpelvolumens (Bild 2). Innerhalb dieser dreidimensional rekonstruierten Datensätze wurde dann von jedem Pixel an der Gelenkoberfläche die minimale räumliche Distanz zur gegenüberliegenden Knorpelknochengrenze berechnet [13]. Die Knorpeldickenverteilung in der Gelenkfläche wurde mit Textur-Belegung dargestellt, indem die Meßwerte in Dickenintervallen von 0,5 mm zusammengefaßt und auf die dreidimensional rekonstruierte Knorpeloberfläche projiziert wurden. Die patellaren, femoralen und tibialen Knorpelvolumina sowie die jeweiligen maximalen Knorpeldicken aus der MRT und der CT-Arthrographie wurden schließlich mit dem Wilcoxon-Test für Paardifferenzen statistisch verglichen. Der Vergleich der Dicken erfolgte nach Transformation der Maximalwerte in aufsteigende Knorpeldickenintervalle (0 bis 0,5 = 1; 0,5 bis 1,0 = 2 usw.)

Ergebnisse

Die Gradientendrehung hatte keinen signifikanten Einfluß auf die Volumenbestimmung des Gelenkknorpels (Bild 3). Nach Austausch des frequenz- und phasenkodierenden Gradienten lagen an der Patella die Werte um 0,12 % niedriger ($p = 0,86$); am Femur waren sie um 0,3 % geringer ($p = 0,58$), an der medialen Tibia um 0,9 % höher ($p = 0,59$) und an der lateralen Tibia um 0,5 % niedriger ($p = 0,67$). Auch bei gemeinsamer Betrachtung aller Gelenkflächen war kein signifikanter Unterschied zwischen der ersten und der zweiten MR-Aufnahme festzustellen (Differenz = -0,2 %, $p = 0,80$). Sowohl an der Patella als auch an Femur und Tibia ergab sich unabhängig von der Orientierung des frequenz- und phasenkodierenden Gradienten eine sehr hohe Korrelation zwischen der magnetresonanztomographischen und der CT-arthrographischen Bestimmung des Knorpelvolumens (Tabelle 1). Bei gemeinsamer Betrachtung aller Gelenkflächen lag bei normaler Gradientenorientierung das Gesamtvolumen in der MRT um 2,5 % höher als in der CT-Arthrogra-

phie ($p = 0,04$), bei gedrehten Gradienten waren es 2,3 % ($p = 0,02$). Die getrennte Analyse der vier Gelenkflächen ergab keinen signifikanten Volumenunterschied zwischen MRT und CT-Arthrographie (Tabelle 2, Bild 3). Die durchschnittliche absolute Abweichung der Volumina zwischen beiden Verfahren (absolute Beträge) betrug bei normaler Gradientenorientierung 3,2 ($\pm 2,6$)% und bei Austausch des frequenz- und phasenkodierenden Gradientens 3,9 ($\pm 3,1$)%.

Tabelle 1. Lineare Regressionsanalyse der Volumina der Kniegelenksknorpel in der Magnetresonanztomographie und der CT-Arthrographie.

		Korr. (r)	Steigung	y-Achs- abschnitt	Standard- fehler
Patella	1.MR/CT	0,992	1,06	- 160 mm ³	116 mm ³
	2.MR/CT	0,986	1,04	- 86 mm ³	155 mm ³
Femur	1.MR/CT	0,949	1,13	-1 239 mm ³	594 mm ³
	2.MR/CT	0,873	0,77	+3 507 mm ³	678 mm ³
Med. Tibia	1.MR/CT	0,947	0,92	+ 220 mm ³	105 mm ³
	2.MR/CT	0,932	0,78	+ 562 mm ³	102 mm ³
Lat. Tibia	1.MR/CT	0,976	0,90	+ 316 mm ³	88 mm ³
	2.MR/CT	0,973	0,90	+ 285 mm ³	93 mm ³
Gesamt	1.MR/CT	0,998	1,04	- 102 mm ³	280 mm ³
	2.MR/CT	0,996	1,01	+ 26 mm ³	446 mm ³

1. MR: frequenzkodierender Gradient von superior nach inferior und phasenkodierender Gradient von posterior nach anterior; 2. MR: frequenzkodierender Gradient von posterior nach anterior und phasenkodierender Gradient von superior nach inferior;
Korr. = Korrelation; med. = medial; lat. = lateral

Tabelle 2. Systematische und absolute Abweichung der Volumina der Kniegelenksknorpel in der Magnetresonanztomographie und der CT-Arthrographie.

		Abweichung systematische Abwei- chung	p- Wert	absolute Mittel- wert	Standard- abweichung
Patella	1.MR/CT	+2,0%	0,11	2,4%	$\pm 2,0\%$
	2.MR/CT	+1,9%	0,11	3,4%	$\pm 1,9\%$
Femur	1.MR/CT	+3,5%	0,07	4,5%	$\pm 2,9\%$
	2.MR/CT	+3,2%	0,12	5,2%	$\pm 4,1\%$
Med. Tibia	1.MR/CT	+1,7%	0,51	3,9%	$\pm 4,1\%$
	2.MR/CT	+2,6%	0,21	4,8%	$\pm 4,6\%$
Lat. Tibia	1.MR/CT	-0,3%	0,89	2,2%	$\pm 1,5\%$
	2.MR/CT	-0,8%	0,67	2,7%	$\pm 1,3\%$
Gesamt	1.MR/CT	+2,5%	0,04	3,2%	$\pm 2,6\%$
	2.MR/CT	+2,3%	0,02	3,9%	$\pm 3,1\%$

1. MR: frequenzkodierender Gradient von superior nach inferior und phasenkodierender Gradient von posterior nach anterior; 2. MR: frequenzkodierender Gradient von posterior nach anterior und phasenkodierender Gradient von superior nach inferior; med. = medial; lat. = lateral

Die Knorpeldickenmuster der Patella, des Femur (Bild 4) und der Tibia (Bild 5) wiesen sowohl bei normalen als auch bei gedrehten Auslesegradienten ein hohes Maß an Übereinstimmung auf. Für die maximale Knorpeldicke ergab sich ebenso wie beim Volumen kein signifikanter Unterschied nach Austausch der Richtung der frequenz- und phasenkodierenden Gradienten. Bei gemeinsamer Betrachtung aller Gelenk-

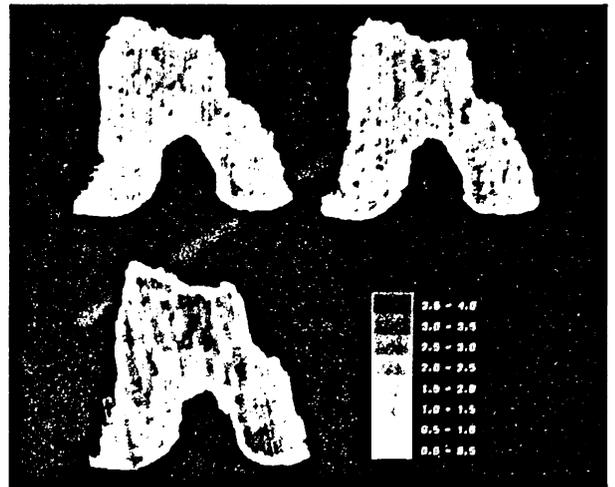


Bild 4. Regionale Verteilung der Knorpeldicke im Femur; Ansicht von ventral; links oben: MRT, normale Gradientenorientierung; rechts oben: MRT, ausgetauschte Gradienten; links unten: CT-Arthrographie.

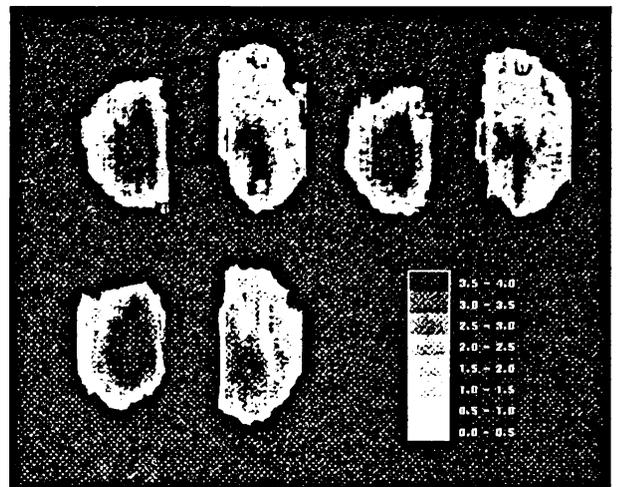


Bild 5. Regionale Verteilung der Knorpeldicke in der Tibia; Ansicht von superior; links oben: MRT, normale Gradientenorientierung; rechts oben: MRT, ausgetauschte Gradienten; links unten: CT-Arthrographie.

flächen betrug die Differenz $-0,02$ Dickenintervalle von 0,5 mm ($p = 0,82$). Auch bei getrennter Betrachtung der sechs Gelenkflächenareale waren keine systematischen Abweichungen zwischen den beiden MR-Datensätzen festzustellen [Patella: $+0,11$ Intervalle (= Int.), $p = 0,99$; Facies patellaris femoris: $-0,22$ Int., $p = 0,42$, medialer Femurkondylus: $-0,22$ Int., $p = 0,43$, lateraler Femurkondylus: ± 0 Int., $p = 0,99$; mediale Tibia: ± 0 Int., $p = 0,99$, laterale Tibia: $+0,22$ Int., $p = 0,36$. Bei normaler Gradientenorientierung lag die maximale Knorpeldicke in der MRT um 0,24 Intervalle niedriger als in der CT-Arthrographie ($p = 0,08$), bei gedrehten Gradienten waren es 0,22 Dickenintervalle ($p = 0,13$) (gemeinsame Analyse aller Gelenkflächen). Die getrennte Auswertung der sechs Gelenkknorpelareale ergab keinen signifikanten Unterschied für die maximale Knorpeldicke zwischen MRT und CT-Arthrographie (Tabelle 3). Die durchschnittliche Abweichung der maximalen Knorpeldicke zwischen MRT und CT-

Arthrographie betrug bei normaler Gradientenorientierung 0,61 ($\pm 0,83$) Int. und bei gedrehten Gradienten 0,67 ($\pm 0,82$) Int.

Tabelle 3. Systematische und absolute Abweichung der maximalen Knorpeldicke in der Magnetresonanztomographie und der CT-Arthrographie.

		Abweichung		absolute	
		Abwei- chung	p- Wert	Mittel- wert	Standard- abweichung
Patella	1.MR/CT	-0,78 int.	0,11	1,0 int	$\pm 1,1$ int.
	2.MR/CT	-0,67 int.	0,11	0,9 int.	$\pm 1,1$ int.
Fac. Pat. Fem.	1.MR/CT	-0,67 int.	0,21	1,1 int	$\pm 0,9$ int.
	2.MR/CT	-0,67 int.	0,18	0,9 int.	$\pm 0,8$ int.
Med. Fem. Kond.	1.MR/CT	± 0 int.	0,99	0,4 int.	$\pm 0,5$ int.
	2.MR/CT	-0,22 int.	0,43	0,4 int.	$\pm 0,5$ int.
Lat. Fem. Kond.	1.MR/CT	± 0 int.	0,89	0,9 int.	$\pm 0,9$ int.
	2.MR/CT	-0,33 int.	0,92	0,8 int.	$\pm 1,0$ int.
Med. Tibia	1.MR/CT	+0,11 int.	0,99	0,1 int.	$\pm 0,3$ int.
	2.MR/CT	+0,33 int.	0,59	0,3 int.	$\pm 0,5$ int.
Lat. Tibia	1.MR/CT	-0,13 int.	0,99	0,1 int.	$\pm 0,3$ int.
	2.MR/CT	-0,38 int.	0,27	0,6 int.	$\pm 0,7$ int.

1. MR: frequenzkodierender Gradient von superior nach inferior und phasenkodierender Gradient von posterior nach anterior; 2. MR: frequenzkodierender Gradient von posterior nach anterior und phasenkodierender Gradient von superior nach inferior; med. = medial; lat. = lateral; int. = Intervalle; Fac. Pat. Fem. = Facies patellaris femoris; Med. Fem. Kond. = Medialer Femurkondylus; Lat. Fem. Kond. = Lateraler Femurkondylus

Diskussion

Ziel der vorliegenden Studie war die Analyse der Relevanz suszeptibilitätsinduzierter geometrischer Fehlkodierungen für die Validität MR-basierter Knorpelvolumen- und -dickenmessungen im menschlichen Kniegelenk. Als Vergleichsmethode wurde die CT-Arthrographie herangezogen, weil diese eine sehr hohe geometrische Abbildungsgenauigkeit aufweist [20]. Im Unterschied zur Magnetresonanztomographie sind die physikalischen Grundlagen der Bildgebung in der CT-Arthrographie exakt bekannt. Es ist somit gesichert, daß sowohl die Gelenkfläche (Absorptionsunterschied zwischen Kontrastmittel und Gelenkknorpel) als auch die Knorpelknochengrenze (Absorptionsunterschied zwischen dem Knochen bzw. dem kalzifizierten Knorpel und dem nichtmineralisierten Knorpel) mit hoher Genauigkeit dargestellt werden kann. Da der Gelenkknorpel beim Meßvorgang nicht zerstört werden muß, sind keine Quellungeffekte durch die Aufhebung der Integrität der Proteoglykan-Kollagen-Matrix zu erwarten. Aufgrund der genauen räumlichen Zuordnung der aufeinanderfolgenden Schichtbilder eignet sich das Verfahren ebenso wie die Magnetresonanztomographie für eine exakte dreidimensionale Rekonstruktion der Bilddaten und eine Bestimmung der Knorpeldicke, die weitgehend unabhängig von der ursprünglichen Schichtorientierung erfolgen kann.

Unsere Ergebnisse zeigen, daß MR-basierte Messungen des Knorpelvolumens und der Knorpeldicke nach Austausch des frequenz- und phasenkodierenden

Gradientens keine signifikanten Unterschiede aufweisen. Daraus läßt sich schließen, daß bei Verwendung hochauflösender, fettunterdrückter Gradientenechossequenzen keine nennenswerte geometrische Fehlkodierung durch suszeptibilitätsinduzierte Magnetfeldinhomogenitäten auftritt und daß die quantitative Verteilung des Knorpelgewebes im Kniegelenk, unabhängig von der Gradientenorientierung, mit hoher Zuverlässigkeit in der MRT analysiert werden kann. Die geringfügige Überschätzung des Knorpelvolumens (nicht jedoch der maximalen Knorpeldicke) in der MRT führen wir auf Unterschiede bei der Abgrenzung des Knorpels in der Peripherie der Gelenke zurück, in der er in engem Kontakt mit der Kapsel und synovialen Falten steht.

Untersuchungen an Probanden ergeben, daß im Kniegelenk auch eine sehr gut reproduzierbare Bestimmung der quantitativen Verteilung des Gelenkknorpels *in vivo* möglich ist [7]. Die MRT eignet sich daher in idealer Weise für die Generierung spezifischer Finite-Elemente-Modelle, mit denen die Druckübertragung in Gelenken und der Einfluß einer geplanten Operation untersucht werden können. Eine numerische Analyse der Kraftübertragung in synovialen Gelenken weist dabei auch den entscheidenden Vorteil auf, daß die Lastaufteilung zwischen der soliden Proteoglykan-Kollagen-Matrix und der im Knorpel gebundenen Flüssigkeit („hydrostatischer Druckaufbau“) auf Basis biphasischer Materialmodelle berechnet werden kann [2, 4]. Diese ist einer experimentellen Messung bislang nicht zugänglich.

Mit schnellen zwei- und dreidimensionalen fettunterdrückten FLASH-Sequenzen ist es in neuerer Zeit auch möglich geworden, das last- und zeitabhängige Deformationsverhalten des Knorpels im intakten Gelenk, sowohl während statischer Kompression *in vitro* [9] als auch kurz nach dynamischer mechanischer Belastung *in vivo* [8] zu bestimmen. Die Kombination MR-basierter Deformationsmessungen und biphasischer Finite-Elemente-Modelle könnte damit in der Zukunft zu einem erweiterten Verständnis der Pathogenese osteoarthrotischer Erkrankungen beitragen.

Danksagung

Teile dieser Arbeit entstanden im Rahmen der Dissertation von Herrn Michael Schnier an der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München (in Vorbereitung).

Literatur

- [1] Ateshian, G. A.; L. J. Soslowsky, V. C. Mow: Quantitation of articular surface topography and cartilage thickness in knee joints using stereophotogrammetry. *J. Biomech.* 24 (1991), 761-776.
- [2] Ateshian, G. A.; W. M. Lai, W. B. Zhu, V. C. Mow: An asymptotic solution for the contact two biphasic cartilage layers. *J. Biomech.* 27 (1994), 1347-1360.

- [3] Blankevoort, L.; J. H. Kupier, R. Huiskes, H. J. Grootenboer: Articular contact in a three-dimensional model of the knee. *J. Biomechanics* 24 (1991), 1019-1031.
- [4] Donzelli, P.; F. Eckstein, R. Putz, R. L. Spilker: Physiological joint incongruity significantly affects the load partitioning between the solid and fluid phases of articular cartilage. *Transactions of the Orthopaedic Research Society* 22 (1997), 82 [Abstract]
- [5] Eckstein, F.; A. Gavazzeni, H. Sittek, M. Haubner, A. Lösch, S. Milz, K. J. Englmeier, R. Putz, M. Reiser: Determination of knee joint cartilage thickness using three dimensional magnetic resonance chondro-crassometry (3D MR-CCM). *Magn. Reson. Med.* 36 (1996), 256-265.
- [6] Eckstein, F.; C. Adam, H. Sittek, C. Becker, S. Milz, E. Schulte, M. Reiser, R. Putz: Non-invasive determination of cartilage thickness throughout joint surfaces using magnetic resonance imaging. *J. Biomech.* 30 (1997), 285-289.
- [7] Eckstein, F.; J. Westhoff, H. Sittek, K. P. Maag, M. Haubner, S. Faber, K. H. Englmeier, M. Reiser: *In vivo* reproducibility of three-dimensional cartilage volume and thickness measurements with magnetic resonance imaging. *Amer. J. Roentgenol.* 170 (1998), 593-597.
- [8] Eckstein, F.; M. Tieschky, S. Faber, M. Haubner, H. Kolem, K. H. Englmeier, M. Reiser: Effects of physical exercise on cartilage volume and thickness *in vivo* - an MR imaging study. *Radiology* 207 (1998), 243-248.
- [9] Herberhold, C.; T. Stammberger, S. Faber, R. Putz, K. H. Englmeier, M. Reiser, F. Eckstein: A MR-based technique for quantifying the deformation of articular cartilage during mechanical loading in an intact cadaver joint. *Magn Reson Med.* 89 (1998), 843-850
- [10] Haubner, M.; F. Eckstein, A. Lösch, M. Schnier, H. Sittek, C. Becker, H. Kolem, M. Reiser, K. H. Englmeier: A non-invasive technique for 3-dimensional assessment of articular cartilage thickness based on MRI - Part II: Validation with CT arthrography. *Magnetic Reson. Imag.* 15 (1997), 805-813.
- [11] Heegaard, J.; P. F. Leyvraz, A. Curnier, L. Raktomanana, R. Huiskes: The biomechanics of the human patella during passive knee flexion. ESB Research Award 1994. *J. Biomechanics* 28 (1995), 1265-1279.
- [12] Lengsfeld, M.; J. Kaminsky, B. Merz, R. P. Franke: Automatisierte Generierung von 3-D Finite Elemente Codes des menschlichen Femurs. *Biomed. Technik* 39 (1994), 117-122.
- [13] Lösch, A.; F. Eckstein, M. Haubner, K. H. Englmeier: A non-invasive technique for 3-dimensional assessment of articular cartilage thickness based on MRI - Part I: development of a computational method. *Magn. Reson. Imaging* 15 (1997), 795-804.
- [14] Lüdeke, K. M.; P. Röschmann, R. Tischler: Susceptibility artifacts in NMR imaging. *Magn. Reson. Imag.* 3 (1985), 329-343.
- [15] Marom, S. A.; M. J. Linden: Computer aided stress analysis of long bones utilizing computed tomography. *J. Biomechanics* 23 (1990), 399-404.
- [16] Merz, B.; F. Eckstein, S. Hillebrand, R. Putz: Mechanical implications of humero-ulnar incongruity - finite element analysis and experiment. *J. Biomech.* 30 (1997), 713-721.
- [17] Peterfy, C. G.; D. F. van Dijke, D. L. Janzen, C. C. Glüer, R. Namba, S. Majumdar, P. Lang, H. K. Genant: Quantification of articular cartilage in the knee with pulsed saturation transfer subtraction and fat-suppressed MR imaging: optimization and validation. *Radiology* 192 (1994), 485-491.
- [18] Piplani, M. A.; D. G. Disler, T. R. Mc Cauley, T. J. Holmes, J. P. Cousins: Articular cartilage volume in the knee: semiautomatic determination from three-dimensional reformations of MR images. *Radiology* 198 (1996), 855-859.
- [19] Schmitt, J.; M. Lengsfeld, P. Alter, R. Leppek: Die Anwendung voxelorientierter Femurmodelle zur Spannungsanalyse. *Biomed. Technik* 40 (1995), 175-181.
- [20] Sumanaweera, T.; G. Glover, S. Song, J. Adler, S. Nappel: Quantifying MRI geometric distortion in tissue. *Magn. Reson. Med.* 31 (1994), 40-47.

849

Korrespondenzanschrift:

Dr. med. Felix Eckstein, Anatomische Anstalt,
Pettenkofferstr. 11, D-80336 München, Germany
Telefon xx 49 89/5160 4847, Telefax /5160 4802
E-Mail: Eckstein@anat.med.uni-muenchen.de