

Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie
Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie

**Gelenkspaltweite am Kniegelenk bei Varusgonarthrose –
Vergleich von konventioneller Röntgentechnik mit
quantitativem MRT**

Tobias Josef Hiedl

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Prof. Dr. Ernst J. Rummeny

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. Stefan Hinterwimmer
2. Prof. Dr. Andreas B. Imhoff

Die Dissertation wurde am 27.09.2018 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 20.03.2019 angenommen.

Aus der
Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie (Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie)

Leitung: Univ.-Prof. Dr. Andreas B. Imhoff

**Gelenkspaltweite am Kniegelenk bei Varusgonarthrose –
Vergleich von konventioneller Röntgentechnik mit quantitativem MRT**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Humanmedizin

an der medizinischen Fakultät

der Technischen Universität München

vorgelegt von

Tobias Hiedl

aus München

2018

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Fragestellung.....	3
2. Grundlagen.....	7
2.1. Anatomie des Kniegelenkes	7
2.1.1. Knöcherne und knorpelige Strukturen	7
2.1.2. Kapsel-Band-Apparat	8
2.1.3. Knorpelmorphologie	9
2.2. Analyse des Knorpels mit bildgebenden Verfahren	11
2.2.1. Gelenkspaltweitenmessung im konventionellen Röntgen	11
2.2.2. Quantifizierung des Knorpelstatus mittels MRT	15
2.2.2.1. Validierung von MRT-Messungen.....	18
2.2.2.2. Reproduzierbarkeit quantitativer Knorpelmessungen mit der MRT.....	19
2.3. Achsenfehlstellung und Varusgonarthrose.....	21
3. Material und Methoden	25
3.1. Grundlagen	25
3.2. Patienten	27
3.3. Datenakquisition.....	29
3.3.1. Röntgenologische Diagnostik	29
3.3.2. MRT-Diagnostik	32
3.3.3. Datenvorbereitung und Datenverarbeitung.....	33
3.3.4. Dreidimensionale Rekonstruktion	34
3.4. Statistische Auswertung	37
4. Ergebnisse.....	38
4.1. Gelenkspaltweite in der Ganzbein-Standaufnahme.....	38
4.2. Gelenkspaltweite in der Röntgen-Stressaufnahme	39
4.3. Mittlere Knorpeldicke in der Magnetresonanztomographie.....	40
4.4. Gegenüberstellung der verschiedenen Messmethoden.....	42
4.4.1. Mediales Kompartiment.....	42
4.4.2. Laterales Kompartiment.....	47
5. Diskussion	52
5.1. Zusammenfassung der Ergebnisse.....	52
5.2. Gegenüberstellung der Ergebnisse von konventionellen Röntgenaufnahmen und MRT..	55
5.2.1. Mediales Kompartiment.....	55
5.2.2. Laterales Kompartiment.....	56
5.3. Interpretation der Ergebnisse.....	57
5.4. Limitationen der Untersuchung	59
6. Zusammenfassung	61
7. Abkürzungsverzeichnis	63
8. Literaturverzeichnis	64
9. Danksagung.....	82

1. Einleitung und Fragestellung

Die Arthrose ist ein über das durch die normale Alterung bedingte Maß hinausgehender Gelenkverschleiß. Am Beispiel des Kniegelenks ist dies meist durch übermäßige Belastung (z.B. Adipositas), Fehlstellung der Beinachse und folglich des Kniegelenks (angeboren oder posttraumatisch) oder Knochenerkrankung (wie Osteoporose) bedingt. Kennzeichen sind degenerative Veränderungen an den Gelenken, beginnend an den Gelenkknorpeln, Zerstörung des Knorpels, Gewebeverlust sowie Freilegung der Knochenoberfläche [Fukui et al. 2010]. Dabei ist die Arthrose die weltweit häufigste Gelenkerkrankung [WHO 2003]. Die hohe Inanspruchnahme ambulanter und stationärer Versorgungseinrichtungen durch Arthrosepatientinnen und -patienten erzeugt erhebliche Kosten. Die aktuellste Krankheitskostenrechnung des Statistischen Bundesamtes bezifferte die Ausgaben für Arthroseerkrankungen in Deutschland im Jahr 2008 auf 7,62 Milliarden Euro [Statistisches Bundesamt 2012]. Da die Arthrose vornehmlich im höheren Lebensalter auftritt, ist angesichts des demografischen Wandels und des damit einhergehenden wachsenden Anteils an alten und sehr alten Menschen in den nächsten Jahrzehnten mit einem Anstieg des Vorkommens zu rechnen [Robert Koch-Institut 2013].

Die Integrität des Gelenkknorpels ist eine entscheidende Voraussetzung für die ordnungsgemäße Funktionsfähigkeit der Gelenke. Bei den meisten Gelenkstörungen spielt der Gelenkknorpel eine zentrale Rolle im pathogenetischen Prozess. Beschädigungen der Oberfläche bzw. der Struktur des Knorpels führen unweigerlich zu einer Einschränkung der Belastbarkeit und somit zu einer Beeinträchtigung der Aktivität und des Wohlbefindens der Patienten. Deswegen sind nicht-invasive und zuverlässige bildgebende Methoden für die reproduzierbare Beurteilbarkeit des Gelenkknorpels erforderlich.

Bereits 1937 stellte Holmblad fest, dass eine Röntgenaufnahme des gestreckten Kniegelenkes in anterior-posteriorem Strahlengang nicht zuverlässig pathologische Veränderungen des Gelenkes zeigen kann. Durch überlappende Schatten sind Fremdkörper, sogenannte „Gelenkmäuse“ oder Osteophyten häufig nicht sichtbar [Holmblad 1937]. Er erreichte eine Verbesserung der Darstellung durch eine posterior-anteriore Abbildung der auf der Röntgenplatte knienden Patienten, die das Knie in einer 75°-Beugung hielten. Seither wurden in der Literatur mehrere ähnliche Techniken beschrieben, mit dem Ziel, die Visualisierung des Kniegelenkes mittels konventioneller Röntgentechnik weiter zu verbessern [Rosenberg et al. 1988, Piperno et al. 1998, Conrozier et al. 2004, Buckland-Wright 2006]. Dabei zählt die Gelenkspaltweite des Kniegelenkes seit den Arbeiten von Buckland-Wright aus den Jahren 1994 und 1995 als ein etablierter Parameter für die Beurteilung des Grades einer Gonarthrose bzw. deren Entwicklung. Heute zählt die Darstellung des Kniegelenkspaltes in der posterior-anterior aufgenommenen Lyon-Schuss-Position mit zehn Grad kaudal flektierten Röntgenstrahlen bei 30 Grad gebeugtem Kniegelenk als Standardaufnahme [Piperno et al. 1998]. Zur Diagnostik und Darstellung der Entwicklung einer Osteoarthrose gilt die konventionelle Röntgenaufnahme auch heute noch als der „Gold-Standard“, da diese kostengünstig und einfach anzufertigen ist [Robert Koch-Institut 2013].

Wie oben genannt spielt die Achsenfehlstellung als auslösende Ursache für die Entstehung der sekundären Arthrose insbesondere am Kniegelenk eine entscheidende Rolle. Hier wird die häufig vorhandene Varusfehlstellung des Kniegelenkes als prädisponierender Faktor und als Ursache für eine beschleunigte Progression der medialen Gonarthrose angesehen [Sharma et al. 2000; Cerejo et al. 2002]. Varusfehlstellungen von mehr als 5° scheinen über eine Zeitspanne von nur 18 Monaten mit einem signifikant stärkeren Gelenkverschleiß einherzugehen (zunehmende Gelenkspaltverschmälerung, Verschlechterung der körperlichen Leistungsfähigkeit) als Fehlstellungen von 5° oder weniger [Sharma et al. 2001].

Das klassische Verfahren zur Beurteilung des Ausmaßes der morphologischen Varusfehlstellung eines Beines ist die Anfertigung von Röntgen-Ganzbeinstandaufnahmen in frontaler Projektion [Paley et al. 1994]. In der Klinik ergänzt werden diese anterior-posterioren (ap-) Aufnahmen des gesamten Beines im Stehen durch Stressaufnahmen, sogenannte gehaltene Aufnahmen, mit definiertem Varus- und Valgus-Stress.

Hannan et al. [2000] stellten allerdings eine mangelnde Korrelation zwischen den etablierten konventionellen Röntgenuntersuchungen des Kniegelenkes und dem Auftreten von klinischen Symptomen fest. Ganzbeinstandaufnahmen und Stressaufnahmen sind hier jedoch noch nicht berücksichtigt.

Konventionelle Röntgenaufnahmen stellen erst sekundäre Veränderungen wie Osteophytenbildung und Knorpelverlust im Gelenk durch Minderung der Gelenkspaltweite, jedoch keine geringen osteoarthritischen Veränderungen oder Meniskusschäden dar [Chan et al. 1991]. Ganzbeinstandaufnahmen und Stressaufnahmen könnten dieses Spektrum erweitern.

Mit der Entwicklung der Magnetresonanztomographie scheint diese Lücke gefüllt zu werden [Wenham & Conaghan 2009]. Die quantitative Messung der Knorpelmorphologie zur Beurteilung von Gewebeparametern wie Dicke oder Volumen ist allerdings sehr zeitintensiv. Die Knochen-Knorpel-Grenzflächen und die Knorpeloberfläche müssen dabei von geschulten Benutzern mit oder ohne Hilfe von Segmentierungssoftware für jeden einzelnen Schnitt manuell gezeichnet werden [Stammerger et al. 1999a]. Daraus kann dann allerdings eine Vielzahl an morphologischen Parametern wie Größe der Gesamtfläche, knorpelbedeckte und freiliegende subchondrale Knochenfläche, Knorpeldicke und Knorpelvolumen gewonnen werden. Die Entwicklung von automatisierten Segmentierungsvorgehen kann hierbei

zukünftig dieser Technik voraussichtlich die Möglichkeit einer breiten klinischen Anwendung ermöglichen [Folkesson et al. 2007].

Ziel dieser Arbeit ist es, mit konventionellen Röntgen-Ganzbein-Standaufnahmen und Röntgen-Stress-Aufnahmen, sogenannten gehaltenen Aufnahmen des Kniegelenkes, die Gelenkspaltweite bei unilateraler Gonarthrose zu ermitteln und somit eine neue Methode in der Diagnostik von degenerativen Knorpelschäden aufzuzeigen. Zur Validierung wurden die Ergebnisse dieser Techniken der quantitativen Messung der Knorpeldicke mittels Magnetresonanztomographie gegenübergestellt.

2. Grundlagen

2.1. Anatomie des Kniegelenkes

2.1.1. Knöcherne und knorpelige Strukturen

Das distale Ende des Femur, das proximale Ende der Tibia sowie die Patella bilden das knöcherne Gerüst des Kniegelenkes. Das Köpfchen der Fibula hat seine Funktion als Ansatzstelle für Muskelsehnen und Strukturen des lateralen Kapsel-Band-Apparates. Es liegt jedoch außerhalb der Gelenkkapsel und ist damit kein Bestandteil des knöchernen Gelenkaufbaus.

Eine anatomische Besonderheit des Tibiaplateaus bzw. seiner Knorpelschicht liegt darin, dass das mediale Kompartiment eine konkave Vertiefung aufweist (Abb. 1), während das laterale Kompartiment zentral eine konvexe Krümmung zeigt (Abb. 2) [aus Platzer 1999].

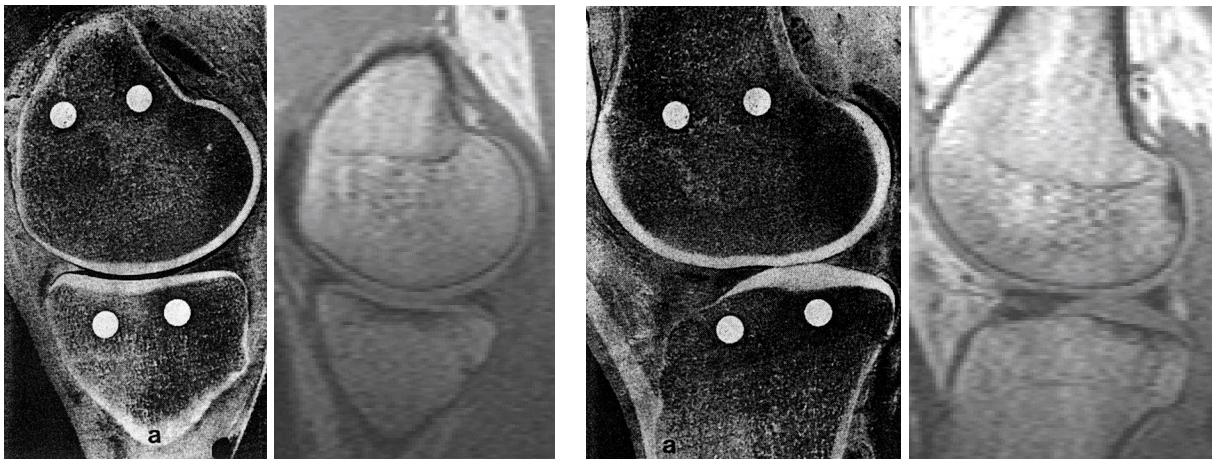


Abb. 1: Konkave Krümmung des medialen Tibiaplateaus im Sägeschnitt und MRT

Abb. 2: Konvexe Krümmung des lateralen Tibiaplateaus im Sägeschnitt und MRT

2.1.2. Kapsel-Band-Apparat

Der Bandapparat des Kniegelenkes besteht aus vier Hauptligamenten (Abb. 3): aus jeweils einem Seitenband (Kollateralband) am medialen und lateralen Kompartiment des Gelenkes sowie zwei Kreuzbändern, die vom Tibiaplateau aus in die Fossa intercondylaris ziehen.

Das vordere Kreuzband entspringt an der Innenfläche des lateralen Femurkondylus und hat in der Area intercondylaris anterior tibiae einen breitflächigen Ansatz [Putz & Pabst 2000]. Es besteht aus zwei funktionell-anatomischen Faserbündeln unterschiedlicher Länge, die gegeneinander verdreht sind. Die stabilisierende Funktion des vorderen Kreuzbandes liegt unter anderem darin, eine Dislokation der Tibia nach ventral zu verhindern sowie Innenrotation und Überstreckung zu limitieren [Hollis et al. 1991].

Das hintere Kreuzband verläuft von seinem Ursprung an der Innenfläche des medialen Femurkondylus zur Area intercondylaris posterior tibiae und zur benachbarten Dorsalseite der Tibia. Das hintere Kreuzband besteht aus zwei Faserbündeln. Im Gegensatz zum vorderen Kreuzband verhindert das hintere Kreuzband eine Subluxation des Tibiaplateaus nach dorsal. Zusätzlich stabilisiert es das Kniegelenk ebenfalls bei Innenrotation und Hyperextension [Tittel 2003].

Zwischen vorderem und hinterem Kreuzband besteht ein konstanter Längenunterschied: die Länge des hinteren beträgt nur etwa $\frac{3}{5}$ der Länge des vorderen Kreuzbandes. Im Gegensatz dazu ist das hintere Kreuzband dicker und kräftiger.

Das mediale Seitenband ist das breitere der beiden Seitenbänder. Es entspringt am Epicondylus medialis femoris unterhalb des Tuberculum adductorium und zieht breitflächig zur Facies medialis tibiae etwa 6-8 cm unterhalb des Tibiaplateaus. Es wird in einen vorderen oberflächlichen und einen hinteren tiefen Zügel unterteilt. Die Hauptfunktion des medialen Kollateralbandes besteht in einer Verhinderung der Valgisierung und Außenrotation im Kniegelenk [Matsumoto et al. 2001].

Das laterale Seitenband zieht als runder parallelfaseriger Strang vom Epicondylus lateralis femoris zur Fibula. Seine Länge beträgt etwa 1/3 der Länge des medialen Seitenbandes. Es wirkt einer Varisierung sowie ebenfalls einer Außenrotation im Kniegelenk entgegen (aus Wagner und Schabus 1982).

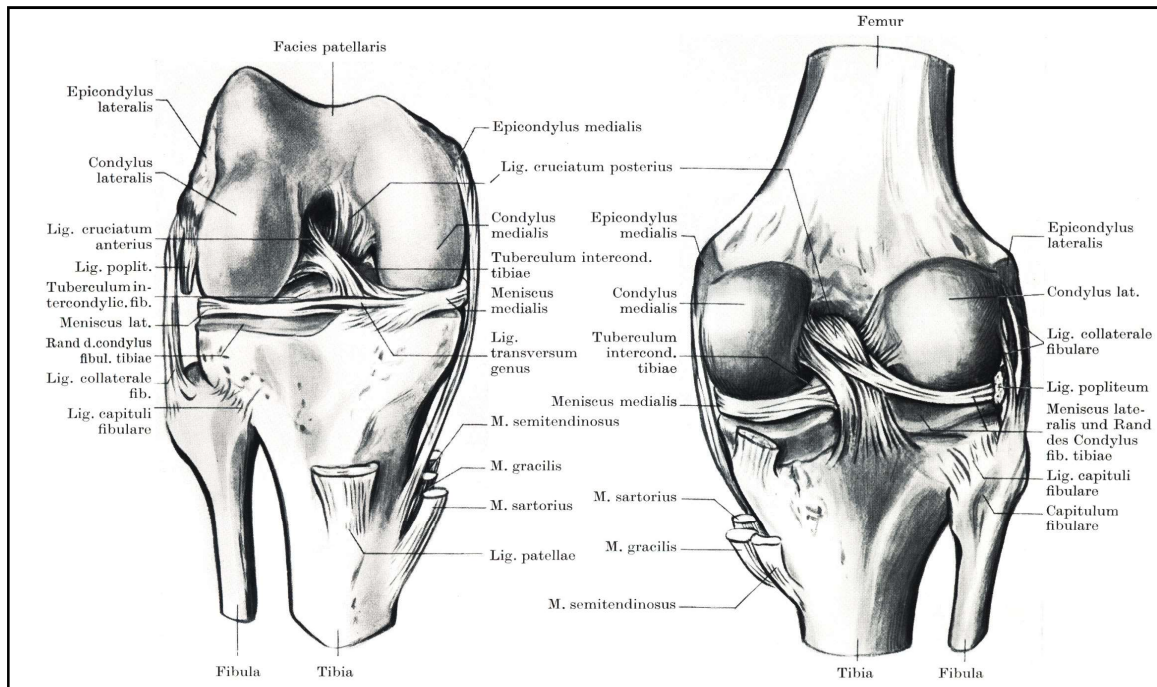


Abb. 3: Anatomie des Kniegelenkes, links von ventral in Beugstellung, rechts von dorsal in Streckstellung (aus Spatelholz 1921)

2.1.3. Knorpelmorphologie

„Knorpelgewebe ist ein komplexes, hochfunktionelles Stützgewebe“ [Eckstein et al. 2001]. Der intakte Knorpel bedeckt die artikulierenden Knochenflächen und ermöglicht so ein reibungsarmes Gleiten der korrespondierenden Gelenkflächen. Der hyaline Gelenkknorpel besteht aus Zellen, den Chondrozyten, und der von ihnen produzierten extrazellulären Matrix, wobei die Knorpelzellen weniger als 4% des Knorpelvolumens einnehmen [Eckstein et al. 2001]. Die biomechanischen Eigenschaften des Kniegelenkknorpels werden vor allem durch

dessen interstitielle Matrix bestimmt. Diese besteht zu 70% aus Flüssigkeit und zu 30% aus Strukturelementen, von denen Proteoglykane und Kollagen die Hauptkomponenten bilden [Eckstein et al. 2001]. Der hyaline Gelenkknorpel zeigt einen dreischichtigen Aufbau. Die oberste Schicht (Tangentialzone) entspricht circa 10% der Gesamthöhe und weist parallel zur Oberfläche verlaufende Kollagenfasern auf. In der mittleren Schicht (Transitionszone) weisen die Kollagenfasern keine bestimmte Richtung auf. Diese Schicht bildet altersabhängig 20 – 50% des Gelenkknorpels. Die letzte Schicht (Radiärzone) bildet die Verankerung mit dem subchondralen Knochen. Hier stehen die Kollagenfibrillen annähernd senkrecht zur Knorpeloberfläche [Glaser & Putz 2002].

Am Kniegelenk werden die Gelenkkörper von den Condyli femoris und den Condyli tibiae gebildet. Die Inkongruenz dieser Gelenkflächen wird neben dem relativ dicken Knorpelüberzug durch die Einschaltung von Menisci ausgeglichen [Platzer, 1999]. Sowohl Knorpelvolumen als auch Knorpeldicke am Kniegelenk zeigen hohe inter-individuelle Schwankungen [Cicuttini et al. 2002b; Eckstein et al. 1998a]. Hinsichtlich des totalen Knorpelvolumens werden circa 11 bis 22% der Patella zugeteilt, 54 bis 69% dem Femur und 7 bis 12% der medialen bzw. 11 bis 16% der lateralen Tibia [Eckstein et al. 1998a].

Dabei zeigt der laterale Knorpel der Tibia ein höheres Volumen (2.34 ± 0.70 ml) und eine höhere mittlere Dicke (6.43 ± 1.25 mm) als der mediale Knorpel der Tibia (4.49 ± 0.81 mm bzw. 1.82 ± 0.56 ml) [Cicuttini et al. 2002b]. Dieser Unterschied ist geschlechtsunabhängig. Männer zeigen jedoch generell höhere Knorpelvolumina und -dicken als Frauen, unabhängig vom Body-Mass-Index [Eckstein et al. 1998a]. Diese Geschlechterunterschiede sind bei Personen über 50 Jahren ausgeprägter als bei jüngeren Personen [Ding et al. 2003].

2.2. Analyse des Knorpels mit bildgebenden Verfahren

2.2.1. Gelenkspaltweitenmessung im konventionellen Röntgen

Die Beurteilung des Gelenkknorpelverlustes ist für die Diagnose und die Verlaufsbeurteilung der Osteoarthritis von entscheidender Bedeutung [Buckland-Wright et al. 1995b].

Seit Langem wird die konventionelle Röntgenaufnahme zur Gelenkspaltweitenmessung bei der Diagnosestellung der Osteoarthrose und deren Verlaufsbeobachtung eingesetzt [Thomas et al. 1975; Altmann et al. 1987]. Allerdings ergaben sich Zweifel bezüglich der Zuverlässigkeit dieser Methode. So konnten Fife et al. [1991] beweisen, dass bei einem Vergleich der Gelenkspaltweite mit der arthroskopisch untersuchten Gelenkfläche erstere nicht selten normal erschien, obwohl die Patienten schwere Knorpelschäden aufwiesen. Ebenso fand sich jedoch auch intakter Knorpel bei scheinbar verringertem Gelenkspalt [Fife et al. 1991, Brandt et al. 1991].

Eine Röntgenaufnahme ist immer eine Projektion eines dreidimensionalen Volumens auf ein zweidimensionales Bild. Deshalb ist es von entscheidender Bedeutung, in welchem Winkel die Röntgenstrahlen das zu untersuchende Gewebe durchdringen. Ein Problem bei der Gelenkspaltweitenmessung bestand darin, dass es kein standardisiertes Verfahren zur Positionierung des Kniegelenkes gab. In vielen Studien wurde die Gelenkposition, in der die Röntgenaufnahmen erstellt wurden, nicht angegeben [z.B. Dacre et al. 1989, Schouten et al. 1992, Dougados et al. 1992]. Häufig wurde das Knie gewichtstragend mit vollständig gestrecktem Gelenk anterior-posterior abgebildet [Ahlbäck 1968, Leach et al. 1970]. Lynch et al. zeigten, dass auch nur minimale Veränderungen der Position des Kniegelenkes oder geringe Auslenkungen des Röntgenstrahles ganz erhebliche Veränderungen der Messergebnisse der Gelenkspaltweite am Knie mit sich bringen [Lynch et al. 1993].

Auf der Basis der oben genannten Erkenntnisse und Entwicklungen stellten Buckland-Wright et al. [1995a] eine vergleichende Untersuchung zwischen der Makro-Röntgentechnik (5-fache Vergrößerung) zur Gelenkspaltweitenmessung und der Doppelkontrast-Makroarthrographie (7- bis 9-fache Vergrößerung) zur Messung der tibialen und femoralen Knorpeldicke an. Die Arbeitsgruppe untersuchte 20 Patienten mit moderater Gonarthrose und verglich die Ergebnisse mit einer Kontrollgruppe von 14 gesunden Probanden ohne Knieschäden. Die Makro-Röntgenaufnahme wurde in der gewichtstragenden modifizierten „Tunnel“-Position durchgeführt. Dabei war das Knie um 130° gestreckt [Buckland-Wright et al. 1994, Lynch et al. 1993]. Bei der Doppelkontrast-Makroarthrographie wurde das Knie ebenfalls in 130° Streckung abgebildet. Injiziert wurde ein Kontrastmittel-Luftgemisch. Um einen Flüssigkeitsspiegel zu vermeiden, mussten diese Aufnahmen in Seitenlage durchgeführt werden.

Dabei konnte die Arbeitsgruppe zeigen, dass die Gelenkspaltweitenmessung zwar im medialen, aber nicht im lateralen Anteil zuverlässig die Knorpeldicke darstellt [Buckland-Wright et al. 1995a].

Dieselbe Arbeitsgruppe versuchte an einer Gruppe von 25 Patienten mit moderater Osteoarthrose und an einer zehnköpfigen gesunden Referenzgruppe die Gelenkspaltweitenmessung weiter zu optimieren. Buckland-Wright et al. [1995b] erkannten, dass die Röntgenaufnahmen größenkorrigiert werden müssen. Durch Adipositas oder eingeschränkte Gelenkbeweglichkeit kann der Abstand zwischen dem Zentrum des Gelenkes und der Abbildung auf dem Röntgenfilm unterschiedlich sein. Durch eine neben dem Knie befestigte Metallkugel einer definierten Größe konnte dieser Effekt anschließend bei der Auswertung korrigiert werden. Hierbei ergab sich in dieser Studie ein mittlerer Vergrößerungsfaktor von 1,21. Somit konnte sowohl eine höhere Validität als auch eine verbesserte Reproduzierbarkeit bei den ausgewerteten Knien mit Osteoarthrose erzielt werden [Buckland-Wright et al. 1995b]. In der gesunden Referenzgruppe zeigte sich eine signifikante

Steigerung der Messgenauigkeit nur am medialen Kompartiment. Ebenfalls in dieser Untersuchung verglichen die Autoren zwei unterschiedliche Gelenkpositionen miteinander: zum einen stehend mit gestrecktem Knie, zum anderen in halb gebeugter Stellung. Dabei konnte für die Aufnahmen in halb gebeugter Stellung eine signifikante Verbesserung der Validität und Präzision im lateralen Kompartiment der Osteoarthrosegruppe und im medialen Kompartiment der Kontrollgruppe festgestellt werden [Buckland-Wright et al. 1995b]. Durch die Aufnahme mittels Makroradiographie konnte im Vergleich zur Standardröntgentechnik die Präzision im medialen Kompartiment der Osteoarthrosegruppe verbessert werden [Buckland-Wright et al. 1995b]. Die optimale Positionierung der Gelenke fand in dieser Arbeit unter Durchleuchtung statt.

Da die Positionierung mittels Durchleuchtung für die Patienten eine zusätzliche Strahlenbelastung bedeutet und der Untersuchungsaufbau einen erheblichen Aufwand darstellt, versuchte die Arbeitsgruppe eine Methode der Gelenkspaltenweitenmessung zu finden, die sich auf einfache Weise mit Standardröntgengeräten in der täglichen Praxis umsetzen lässt. Dazu verglichen Buckland-Wright et al. [1999] drei unterschiedliche Aufnahmetechniken, bei denen die Positionierung des Kniegelenkes ohne Durchleuchtung durchgeführt wurde. Die erste Variante ist die gewichtstragende stehende Position mit gestrecktem Kniegelenk mit anterior-posteriorem Strahlengang [Ahlbäck 1968; Leach et al. 1970] [Abb. 4a]. Das zweite Verfahren ist die so genannte „Schuss-“ (Skiposition) bzw. „Tunnel“-Sicht [Abb. 4b]. Dabei handelt es sich um eine gewichtstragende Aufnahme im um 5° angehobenen posterior-anterioren Strahlengang. Beide Knie sind ca. 20° gebeugt und kommen frontal auf der Röntgenplatte zu liegen [Dieppe 1995]. Die dritte Methode wurde von Buckland-Wright et al [1999] erstmals beschrieben. Es ist eine gewichtstragende Ansicht im posterior-anteriorem Strahlengang, bei der beide Knie leicht (circa 7-10 Grad) gebeugt sind. Beide Knie haben Kontakt zur Röntgenkassette, die sich parallel zum ersten

Metatarsophalangealgelenkspalt (MTP) befindet, was der Stellung auch seinen Namen gibt [Abb. 4c].

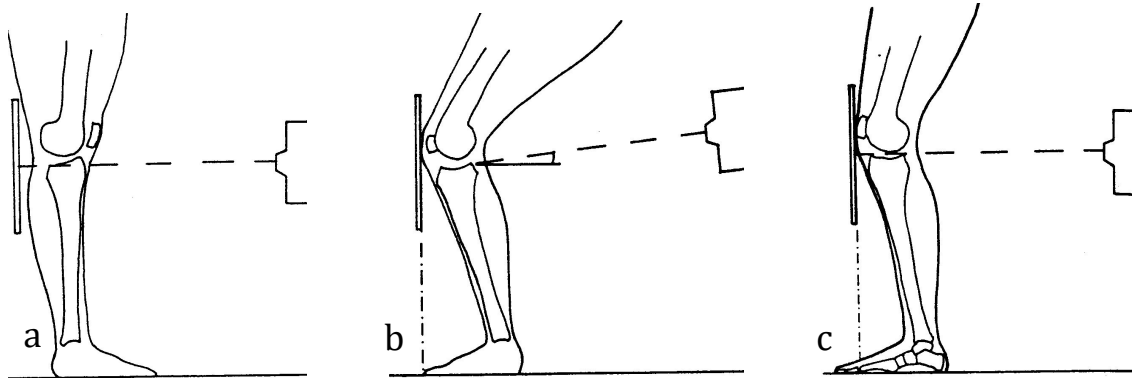


Abb 4: Schematische Darstellung der Röntgenaufnahme des Kniegelenks in a) gestreckter Stellung, b) in „Schuss“- bzw. „Tunnel“-Position, c) in halbgebeugter bzw. „MTP“ Position

Die Knie in „MTP“- Position konnten signifikant ($p < 0,0001$) zuverlässiger positioniert werden als in der „Schuss“-Position ($p < 0,014$) und diese wiederum zuverlässiger als in gestreckter Stellung. Die Reproduzierbarkeit der Gelenkspaltenweitemessung bei Repositionierung war in „MTP“-Position gleichfalls größer als in „Schuss“-Position [Buckland-Wright et al. 1999]. Somit konnte gezeigt werden, dass die „MTP“-Position anderen Messmethoden überlegen ist und ohne großen Aufwand im klinischen Alltag eingesetzt werden kann. Der Vorteil dieser Position ist, dass sie der anatomischen Stellung des Kniegelenkes am nächsten kommt und die Gelenkfläche des Tibiaplateaus horizontal im Röntgenstrahl steht. Die schlechten Ergebnisse der gestreckten Position sehen Buckland-Wright et al. [1999] darin begründet, dass die Femurkondylen in dieser Position auf dem Knorpel bis zur Vorderkante des tibialen Plateaus gleiten.

Die Gelenkspaltenweitemessung im konventionellen Röntgen birgt also mögliche Fehlerquellen, die zum Teil gelöst werden konnten. Allerdings ist bei der konventionellen

Abbildung keine Aussage über die örtliche Verteilung des Knorpelverlustes möglich. Außerdem kann nicht zwischen femoralem und tibialen Knorpelverlust unterschieden werden. Bei der Gelenkspaltenweitemessung im konventionellen Röntgen wird der minimale Knochen-Knochen-Abstand bestimmt, wodurch nur eine Abschätzung der Knorpeldicke möglich ist.

2.2.2. Quantifizierung des Knorpelstatus mittels MRT

Die Magnetresonanztomographie ermöglicht eine nicht-invasive, dreidimensionale Beurteilung des gesamten Gelenkes und erlaubt gleichzeitig die direkte Visualisierung des Gelenkknorpels. Erste magnetresonanztomographische Untersuchungen des Gelenkknorpels stammen von Li et al. [1984] und Steinbrich et al. [1985]. Eckstein et al. [1994] konnten zeigen, dass hochauflösende 3D-Gradientenechosequenzen im Vergleich zu anderen MRT-Techniken die genaueste Beurteilung von Knorpeldicke und Knorpelvolumen des Kniegelenkes erlauben (Abb. 5 und 6).

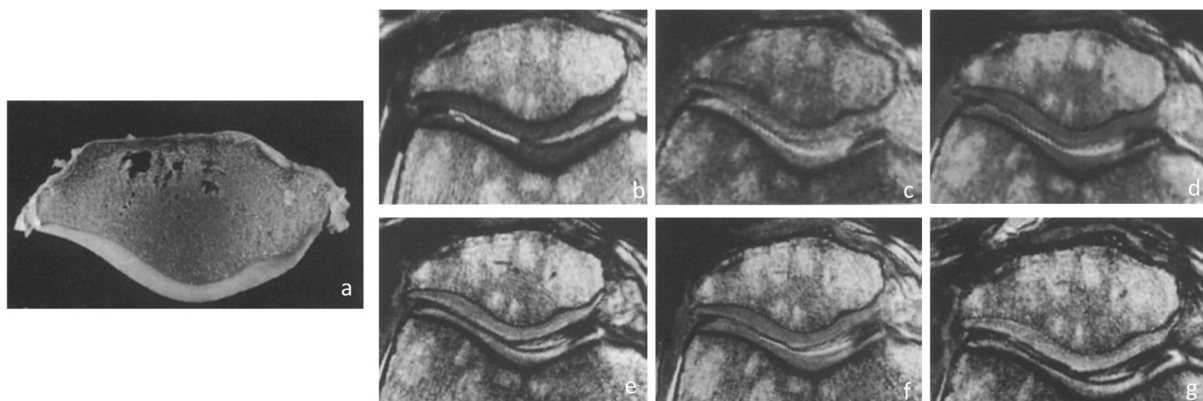


Abb. 5: Darstellung unterschiedlicher MRT-Sequenzen: a) anatomisches Korrelat, b) T1-SE, c) MPRAGE, d) FISP, e) MTC-FISP, f) DESS, g) FLASH [nach Eckstein et al. 1994]

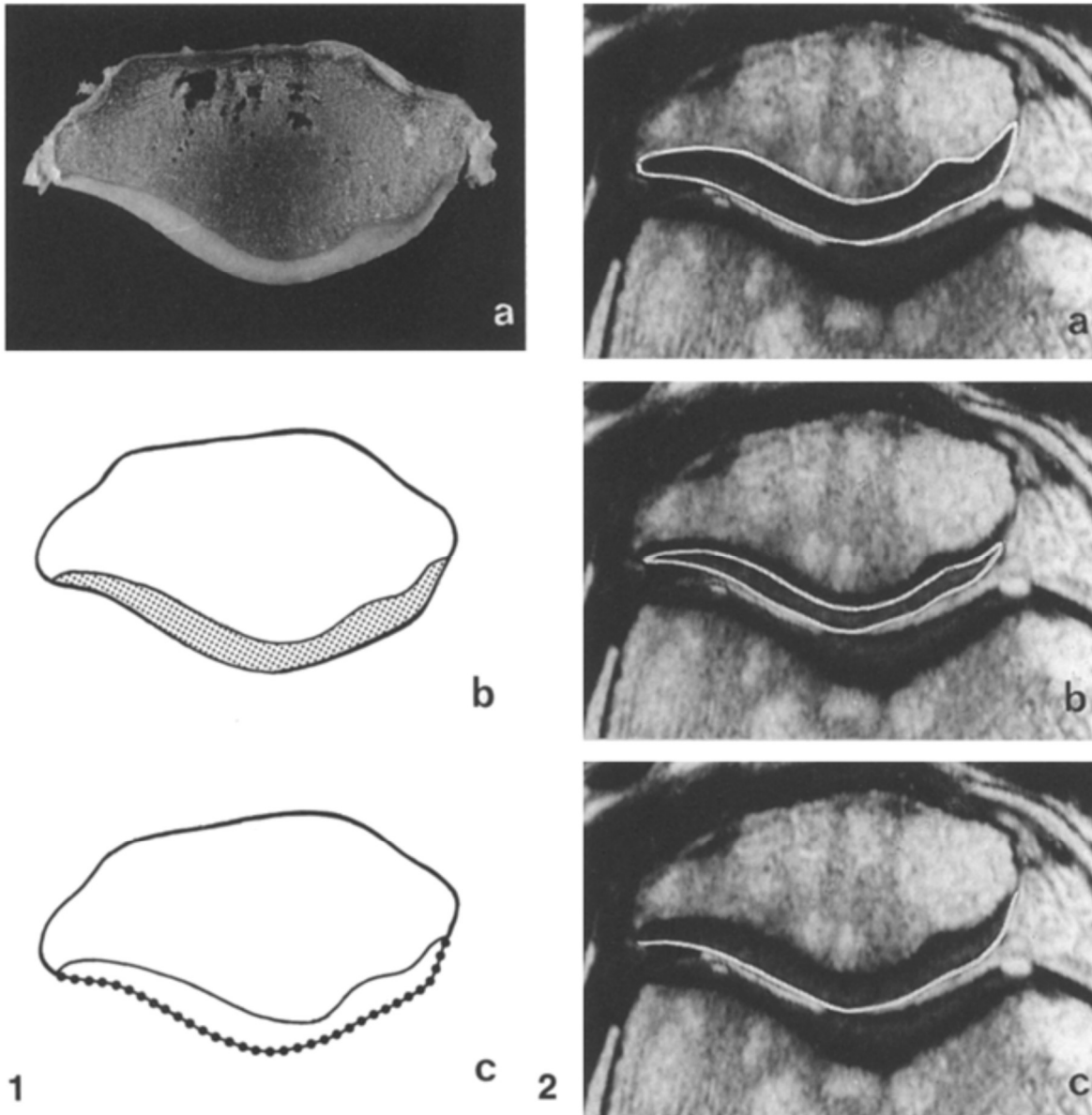


Abb. 6: 1a: anatomischer Schnitt und 2a: entsprechende Darstellung durch Magnetresonanztomographie; 1b: schematische Darstellung des Gelenkknorpelquerschnittes und 2b: entsprechende Darstellung durch Magnetresonanztomographie; 1c: Querschnitt der Länge der Gelenkoberfläche und 2c: entsprechende Darstellung durch Magnetresonanztomographie [nach Eckstein et al. 1994]

Durch die Auswahl der Sequenz, zum Beispiel Spin-Echo oder Gradienten-Echo-Sequenz, der Repetitionszeit (TR), der Echozeit (TE) bzw. des Pulswinkels ist es möglich, bestimmte Gewebe von der Umgebung abzugrenzen [Glaser et al. 2003]. Die quantitative Knorpelanalyse mit der Magnetresonanztomographie erfordert eine hohe räumliche

Auflösung der Schichtbilder und damit eine Feldstärke von mindestens 1,0 (besser 1,5, mittlerweile 3,0) Tesla. Für die Dickenmessung ist ausschlaggebend, dass eine möglichst große Anzahl von Pixeln in der Bildebene zur Verfügung steht, um eine zuverlässige Messung durchzuführen. Für quantitative Messungen am Kniegelenk sollte eine Matrix von 512 x 512 Bildpunkten zum Einsatz kommen. Die Schichtdicke sollte mindestens 2 mm, besser 1,5 mm betragen. Es besteht derzeit weitgehende Einigkeit darüber, dass T1-gewichtete Gradientenechosequenzen mit kurzer Repetitions- und Echozeit, entweder mit Fettunterdrückung oder Wasseranregung, eine optimale Darstellung der Knorpelmorphologie ermöglichen [Eckstein et al. 2002]. Recht et al. [1993] zeigten, dass durch eine Unterdrückung des Fettsignales im T1-gewichteten Bild ein höherer Kontrast zwischen Knorpel und Synovialflüssigkeit sowie an der Knorpelknochengrenze erzielt werden kann. Die Fettunterdrückung wird klassischerweise erzielt, indem die fettgebundenen Protonen durch einen Vorimpuls abgesättigt werden und bei der eigentlichen Akquisition nicht mehr zur Signalgebung beitragen [Recht et al. 1993].

Eine weitere Entwicklung stellt die Wasseranregungstechnik dar. Dabei werden die wassergebundenen Protonen selektiv angeregt. Dadurch kann eine Elimination des Fettsignales ohne Vorimpuls und somit kürzere Akquisitionszeiten erreicht werden [Hardy et al. 1998]. Mit diesen Sequenzen lässt sich ein Kniegelenk bei einer Auflösung von 1,5 x 0,3 x 0,3 mm³ in weniger als zehn Minuten darstellen. Im direkten Vergleich zwischen fettunterdrückter Gradientenechosequenz und Wasseranregungstechnik wurden nur geringe Unterschiede bei der Messung der Knorpeldicke festgestellt [Glaser et al. 2001].

Burgkart et al. [2001, 2003] und Graichen et al. [2004] wendeten die Magnetresonanztomographie bei Patienten mit Gonarthrose an und zeigten, dass die Quantifizierung von Knorpeldicke und -volumen auch bei Gonarthrose möglich ist.

2.2.2.1. Validierung von MRT-Messungen

Zahlreiche Studien beschäftigten sich mit der Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Knorpelvolumenmessung mittels Magnetresonanztomographie. Perterfy et al. [1994], Piplani et al. [1996] und Burgkart et al. [2001] führten Validierungsstudien an Hand von Wasserverdrängung von operativ entferntem Knorpel durch. Eckstein et al. [1996], Sittek et al. [1996] und Kladny et al. [1996] verglichen die Messungen mit anatomischen Sägeschnitten und konnten dabei eine hohe Übereinstimmung der Knorpelvolumenbestimmung in der Magnetresonanztomographie und der Bestimmung des Volumens in den Sägeschnitten feststellen. Eckstein et al. [1997, 1998b] und Graichen et al. [2000] wendeten die CT-Arthrographie sowie den A-Mode-Ultraschall an. Dabei zeigte sich bei den Magnetresonanztomographiemessungen ein zufälliger Fehler von 5-10%. Eine einheitliche oder systematische Unter- bzw. Überschätzung des Knorpelvolumens konnte nicht festgestellt werden. Alle Studien kamen zu dem Ergebnis, dass die Magnetresonanztomographie eine valide Methode ist, um Knorpelmessungen durchzuführen. Auch ein direkter Vergleich zwischen fettunterdrückter Gradientenechosequenz und Wasseranregungstechnik zeigte nur geringe Unterschiede (max. 4 %) bei der Bestimmung der Knorpeldicke [Glaser et al. 2001]. Die Akquisitionszeit konnte unter Verwendung der Wasseranregungstechnik um 50 % reduziert werden [Glaser et al. 2001]. Burgkart et al. [2001] benutzten diese Technik bei Patienten mit fortgeschrittener Osteoarthrose. Sie konnten zeigen, dass sowohl bei moderater (laterale Tibia) als auch bei schwerer (mediale Tibia) Osteoarthrose eine valide Volumenbestimmung mit einer nur geringen Unterschätzung (bis 13%) möglich ist. Der Korrelationskoeffizient der beiden Methoden lag bei 0,98. Dadurch konnte die nicht-invasive Magnetresonanztomographie als Methode einer präzisen

Bestimmung des Knorpelvolumens mit hohem potentiell diagnostischem Wert, auch bei Patienten mit fortgeschrittener Arthrose, dargestellt werden.

2.2.2.2. Reproduzierbarkeit quantitativer Knorpelmessungen mit der MRT

Als weiteres entscheidendes Qualitätskriterium für die Verwendung der Magnetresonanztomographie zur Knorpelvolumenmessung sowie zur Bestimmung der Gelenkflächengröße gilt die Reproduzierbarkeit der Messungen. Diese ist entscheidend dafür, wie zuverlässig Probanden bzw. Patienten in Querschnittstudien unterschieden und wie Veränderungen im Verlauf erkannt werden können. Die Reproduzierbarkeit der Messung von Kniegelenkknorpel mittels Magnetresonanztomographie wurde von mehreren Autoren untersucht. Dabei wird der Präzisions- bzw. Reproduzierbarkeitsfehler als Variationskoeffizient (CV %) angegeben. Dieser errechnet sich als Quotient der Standardabweichung der Mehrfachmessungen und deren Mittelwert in Prozent. Peterfy et al. [1994] fanden einen Intraobserver-Reproduzierbarkeitsfehler (ein Untersucher führt die Messung desselben Bildes zu verschiedenen Zeitpunkten durch) von 3,6 bis 6,4 %. Der Interobserver-Fehler (mehrere Untersucher messen dasselbe Bild zu verschiedenen Zeitpunkten) lag in dieser Untersuchung bei 7,8 %. Eckstein et al. [1996] zeigten in ihrer Studie einen Interscan-Variationskoeffizienten (ein Untersucher misst mehrere unterschiedliche Datensätze eines Präparates) zwischen 2,9 % für die Patella und 8,2 % für das laterale Tibiaplateau.

Tabelle 1 zeigt eine Übersicht über die Präzision, die von unterschiedlichen Autoren für die Bestimmung der Knorpelvolumina erzielt wurde.

Autoren	Messeben	Patella	Femur	Tibia	
				medial	lateral
Peterfy et al. [1994]	sagittal	6,4 %	4,4 %	4,2 %	
Eckstein et al. [1996]	sagittal	2,9 %	3,2 %	4,1 %	8,2 %
Eckstein et al. [1998c]	sagittal	1,3 %	1,8 %	3,0 %	3,4 %
Stammberger et al. [1999]	sagittal	1,5 %		3,2 %	3,8 %
Hyhlik-Dürr et al. [2000]	koronar			2,3 %	2,6 %
Cicuttini et al. [2000]	sagittal	2,4 %	2,6 %	2,6 %	
Burgkart et al. [2001]	koronar			5,5 %	3,8 %

Präzision unter Langzeitbedingungen

Kshirsagar et al. [1998]	sagittal		3,8 %		
Eckstein et al. [2002]	sagittal	3,1 %	2,7 %	3,6 %	3,0 %

Tabelle 1: Literaturübersicht über Präzisionsfehler bei Knorpelvolumenmessung als Variationskoeffizient CV (%)

Da die Differenz der Ergebnisse der Untersuchungen unter Langzeitbedingungen klein ist, scheinen Faktoren wie Scannerdrift, Veränderungen des Magnetfeldes sowie Temperaturschwankungen keine kritischen Probleme für longitudinale Studien darzustellen. Alle Autoren der oben genannten Studien kommen zu dem Schluss, dass mit der Magnetresonanztomographie ein valides und reproduzierbares Verfahren zur Verfügung steht, mit dessen Hilfe funktionelle Anpassungsprozesse am Gesunden und degenerative Veränderungen am Patienten untersucht werden können.

2.3. Achsenfehlstellung und Varusgonarthrose

Die tragende Achse der unteren Extremität kann durch eine Linie repräsentiert werden, die ihren Ursprung in der Mitte des Femurkopfes hat und zum Zentrum des Sprunggelenkes gezogen wird. Unter statischen Bedingungen trifft diese als Traglinie bezeichnete Linie dabei das Zentrum des Kniegelenkes (Abb. 7).

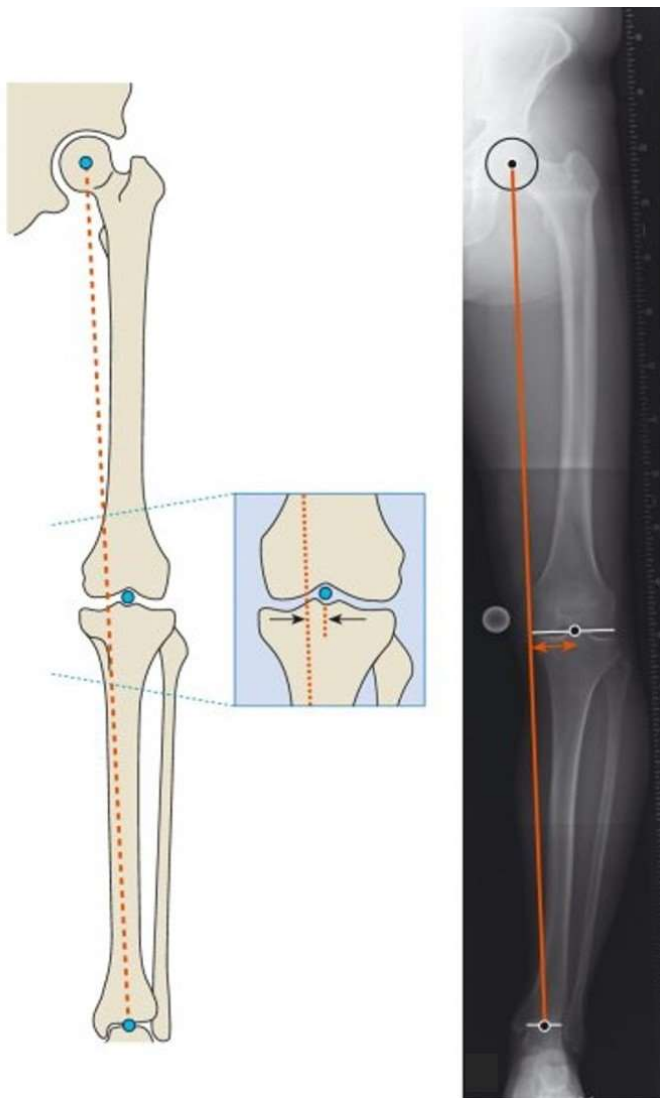


Abb. 7: Bestimmung der mechanischen Achse des Beines [Waldt et al. 2017]

Dabei ist eine leichte Varusstellung des Knies von circa ein bis zwei Grad als physiologisch anzusehen [Moreland et al. 1987, Hsu et al. 1990, Tang et al. 2000]. Eine laterale

Abweichung der Traglinie vom Kniegelenkszentrum bezeichnet man als Genu valgum, äußerlich gekennzeichnet durch eine X-Bein-Stellung. Das Körpergewicht wird dann nicht mehr durch die Mitte des Kniegelenkes auf den Boden übertragen, sondern es kommt zu einer zunehmenden Belastung des lateralen Kniegelenkanteiles. Bei einem Genu varum, dem sogenannten O-Bein, kommt es dementsprechend zu einer Verlagerung der mechanischen Achse auf die Innenseite des Kniegelenkes und somit zu einer verstärkten Belastung des medialen Gelenkanteiles [Tetsworth & Paley 1994].

Jenny et al. [2005] zeigten in ihrer Studie mit höheren Fallzahlen, dass nur 14-19 % ihrer Patienten im mittleren Bereich liegen und nur zwei Patienten den exakten von Moreland et al. [1987] angegebenen und in der Literatur allgemein als physiologisch akzeptierten Bereich treffen. Des Weiteren zeigten Jenny et al. [2005] zeigten, dass die Variation der Beinachse größer ist als bisher angenommen [Abb. 8].

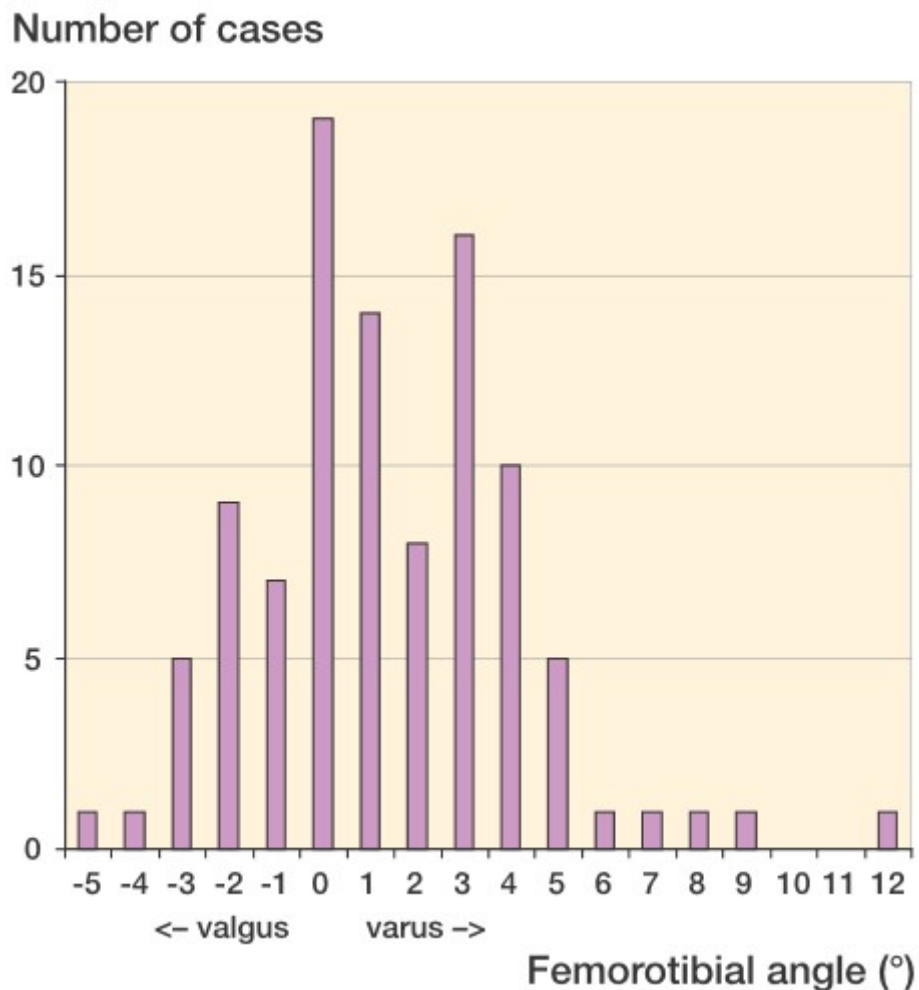


Abb. 8: Verteilung des femoro-tibialen Winkels in einem großen Kollektiv [Jenny et al. 2005]

Im aufrechten Stand bei neutralen Beinachsenverhältnissen werden 60-80 % der axialen Belastung über das mediale Kniegelenkskompartiment übertragen [Cicuttini et al. 2004]. Somit gilt die Varus-Fehlstellung im Rahmen der sekundären Krankheitsentstehung der Gonarthrose als statisch mechanischer Faktor mit zusätzlichem Einfluss auf die Biomechanik des Gelenkes („dynamisch mechanischer Faktor“).

Laterale Gonarthrosen kommen nur in fünf Prozent der Fälle vor, überwiegend nach dem Verlust des Außenmeniskus [Martinek & Imhoff 2003].

Im frühen Kindesalter sind Achsenfehlstellungen physiologisch. Bei der Mehrheit der Kinder korrigiert sich die Fehlstellung spontan. In seltenen Fällen kommt es nicht zu diesem Ausgleich [Kling 1987]. Im Alter wiederum entsteht eine zunehmende Varus-Fehlstellung,

welche ein Risikofaktor für die Entstehung einer Gonarthrose darstellt [Hunter et al. 2005, Brouwer et al. 2007].

Durch Gelenktraumata oder Frakturen der unteren Extremität kann es ebenfalls zu einer Abweichung der physiologischen Achse kommen. So kann nach Unterschenkelfrakturen eine Varus-Fehlstellung entstehen [Milner et al. 2002].

Falls eine Varus-Fehlstellung vorliegt, korreliert die Zunahme der Fehlstellung mit dem Voranschreiten der Erkrankung [Cerejo et al. 2002, Miyazaki et al. 2002, Cicuttini et al. 2004, Brouwer et al. 2007, Sharma et al. 2010]. So zeigten Sharma et al. [2001] in einem Beobachtungszeitraum von 18 Monaten, dass bereits eine Varus-Fehlstellung von mehr als fünf Grad eine signifikante Verschlechterung der Funktionalität mit sich bringt. Cerejo et al. [2002] bestätigten diese Ergebnisse. So ist bei schon vorhandener Varus-Fehlstellung im Vergleich zu normaler Beinachse die Wahrscheinlichkeit der Krankheitsprogredienz einer milden Gonarthrose während eines 18-monatigen Beobachtungszeitraumes um den Faktor vier erhöht. Bei moderater Gonarthrose und Varus-Fehlstellung steigt diese Progredienzwahrscheinlichkeit sogar um den Faktor 10 [Cerejo et al. 2002].

Cicuttini et al. [2004] konnten den direkten Zusammenhang zwischen Fortschreiten der Achsenfehlstellung und Knorpelverlust darstellen. So zeigt sich pro Grad Zunahme der Varusfehlstellung eine Abnahme des Femurknorpels um durchschnittlich 17,7 $\mu\text{l}/\text{Jahr}$.

Des Weiteren ist Fettleibigkeit in Kombination mit einer Achsenfehlstellung im Vergleich zu Normalgewicht in Kombination mit einer Achsenfehlstellung ein erhöhter Risikofaktor, eine Gonarthrose zu erleiden [Sharma et al. 2000, Brouwer et al. 2007].

3. Material und Methoden

3.1. Grundlagen

Die Untersuchungen wurden an Patienten durchgeführt, die sich auf Grund einer symptomatischen Gonarthrose vorstellten und bei denen eine tibial bedingte Achsenfehlstellung festgestellt und eine tibiale Umstellungsosteotomie am Kniegelenk geplant wurde.

Alle Patienten erhielten präoperativ eine Ganzbein-Standaufnahme, um das Ausmaß der Achsenfehlstellung zu analysieren und anschließend die OP-Planung durchführen zu können (Abb. 9).



Abb. 9: Ganzbein-Standaufnahme beider Beine mit streng ventraler Ausrichtung der Patellae

Ebenfalls wurden alle Patienten präoperativ mit sogenannten Stressaufnahmen des betroffenen Kniegelenkes in Varus- und Valgus-Sinn untersucht. Dabei handelt es sich um eine konventionelle Röntgenaufnahme, während der das Kniegelenk mit einem definierten medialen bzw. lateralen Druck belastet wird, um das Ausmaß der ligamentären Komponente der Fehlstellung analysieren bzw. deren Einfluss auf die spätere Korrektur abschätzen zu können (Abb. 10).



Abb. 10: Stressaufnahme eines linken Kniegelenkes mit Varus-Stress und Öffnung des lateralen Kompartimentes

Diese Bildgebung, zusammen mit der Aufnahme in Tunnel-Position (Abb. 4), entspricht der normalen präoperativen Diagnostik bei Patienten mit Achsenfehlstellung am Kniegelenk, bei denen eine operative Korrektur der Beinachse geplant ist.

Schließlich wurde das betroffene Kniegelenk der Patienten im Rahmen dieser Arbeit zusätzlich mittels einer quantitativen MRT zur Darstellung des Gelenkknorpels von Femur

und Tibia in koronarer Schichtführung untersucht, um Aussagen über den Knorpelstatus des medialen und lateralen Gelenkkompartimentes machen zu können (Abb. 11).



Abb. 11: MRT des Kniegelenkes mit koronarer Schichtführung in Gradientenecho-Sequenz mit Fettunterdrückung

Alle einzelnen Bestandteile der beschriebenen Studie wurden durch die lokale Ethikkommission genehmigt, alle Studienteilnehmer willigten vorab schriftlich in die Untersuchungen ein.

3.2. Patienten

Die Untersuchung wurde an insgesamt zwölf Patienten mit symptomatischer Varusgonarthrose durchgeführt. Dabei handelte es sich um drei weibliche und neun männliche Patienten.

Das Durchschnittsalter betrug 48,7 Jahre, bei einem Altersbereich von 22 bis 67 Jahren.

Die Achsenfehlstellung betrug durchschnittlich 8,5° Varusabweichung.

Alle Patienten wurden durch eine valgusierende closed-wedge high tibial osteotomy (HTO) der proximalen lateralen Tibia operativ versorgt. Bei dieser Operation wird gezielt die Beinachse verändert. Im Gegensatz zur endoprothetischen Versorgung, bei der das geschädigte Gelenk ersetzt wird, verfolgt diese Operation das Ziel des Gelenkerhaltes durch Entlastung des geschädigten Kompartimentes [Niemeyer et al. 2013]. Die Fixation der Osteotomie erfolgte mittels einer nicht-winkelstabilen lateralen Tibiakopf-L-Platte.

Die Fibula wurde dabei in allen Fällen ebenfalls osteotomiert. Sie wurde nach Distalisierung des proximalen Fibulaanteiles zum Zweck der Spannung des Außenbandes mit einer Drittelrohrplatte wieder stabilisiert (Abb. 12).

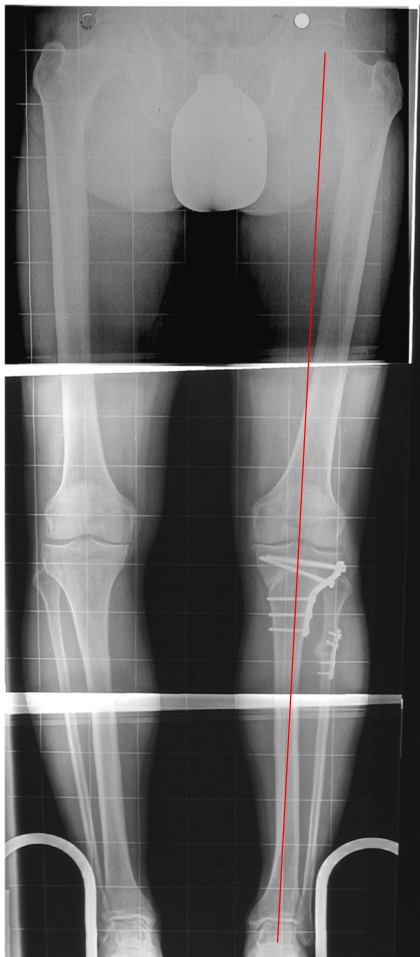


Abb. 12: Ganzbein-Standaufnahme beider Beine mit streng ventraler Ausrichtung der Patellae und lateraler valgusierender closed-wedge HTO links mit Fibula-Osteotomie und Kaudalisierung des Fibulaköpfchens

3.3. Datenakquisition

3.3.1. Röntgenologische Diagnostik

Bei allen Patienten wurden präoperativ Ganzbein-Standaufnahmen des Kniegelenkes in der anterior-posterioren-Achse (ap-Ebene) (Abb. 9) sowie instrumentierte gehaltene Aufnahmen des Gelenkes in Streckstellung mit Varus- bzw. Valgusstress von jeweils 16 Kilopond – entspricht 156,9 N - angefertigt. Hierzu wurde das Gerät „Gehaltene Aufnahme“ nach Prof. Dr. Scheuba der Firma Telos verwendet (Abb. 13).



Abb. 13: Telos Apparat für gehaltene Röntgen-Aufnahmen des Kniegelenkes mit Varus- und Valgus-Stress [Telos stress device, Metax GmbH]

Die Messung der Weite der Gelenkspalten erfolgte nach Buckland-Wright et al. [1994]. Dabei wurde am distalen Ende der konvexen Krümmung der Femurkondylen eine Tangente angelegt. Am medialen Kompartiment der Tibia wurde eine Verlängerung vom medialen, tibialen Dorn zum medialen, äußeren Ursprung gezogen. Diese Linie entspricht dem strahlungsdichten Band des subchondralen Kortex und erscheint unterhalb des vorderen und

hinteren Gelenkspaltweite des Tibiaplateaus. Auch am lateralen Kompartiment ist eine strahlungsdichte Linie zu erkennen. Am oberen Rand dieser Linie wird eine Verlängerung vom lateralen Tibiadorne ausgehend zum lateralen, äußeren Knorpelursprung gezogen. Die korrespondierenden Tangenten bilden einen nahezu parallelen Verlauf. Es wurde der minimalste Abstand zwischen diesen Linien gemessen (Abb. 14).

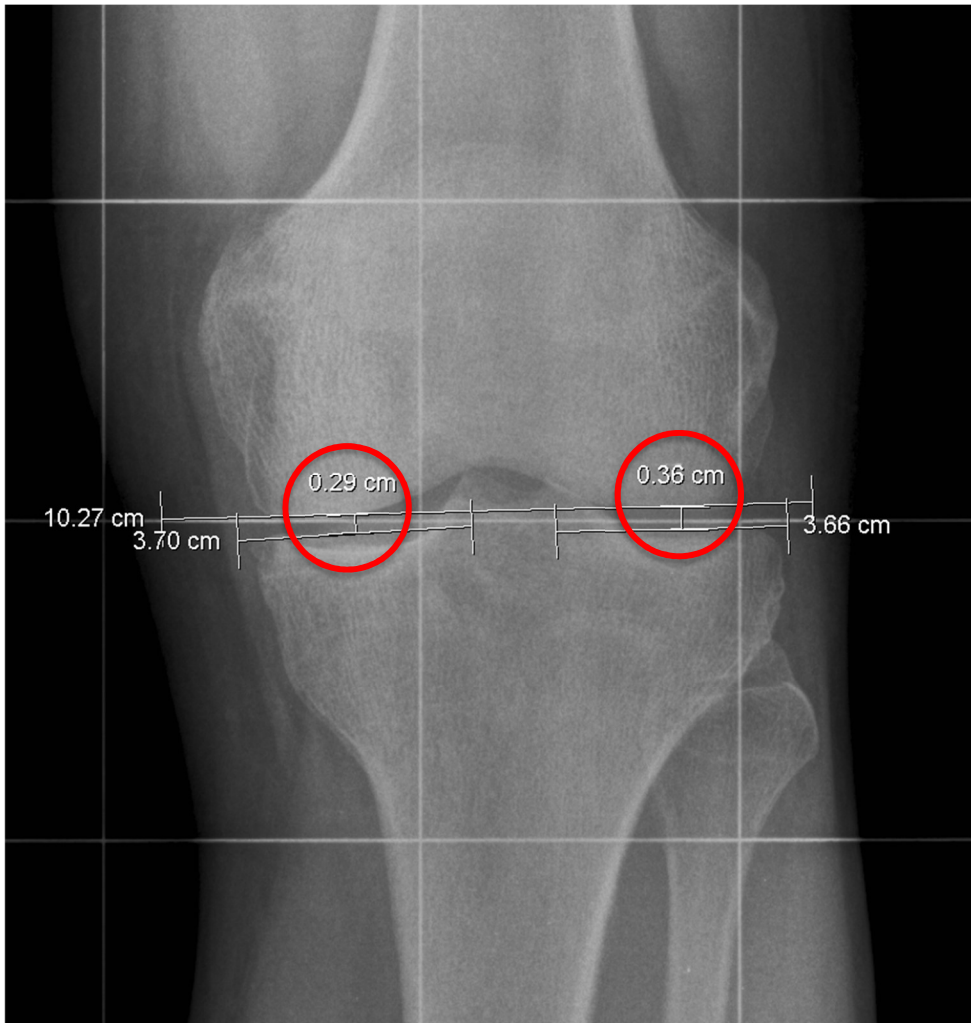


Abb. 14: antero-posteriore Aufnahme eines linken Kniegelenkes mit der Tangente zwischen den beiden konvexen Krümmungen der Femurkondylen und den Tangenten an den beiden Tibiaplateaus

Die Bestimmung der Gelenkspaltweite wurde an den Ganzbein-Standaufnahmen sowie an den Aufnahmen mit Valgus- bzw. Varus-Stress am medialen und lateralen Kompartiment durchgeführt (Abb. 15).

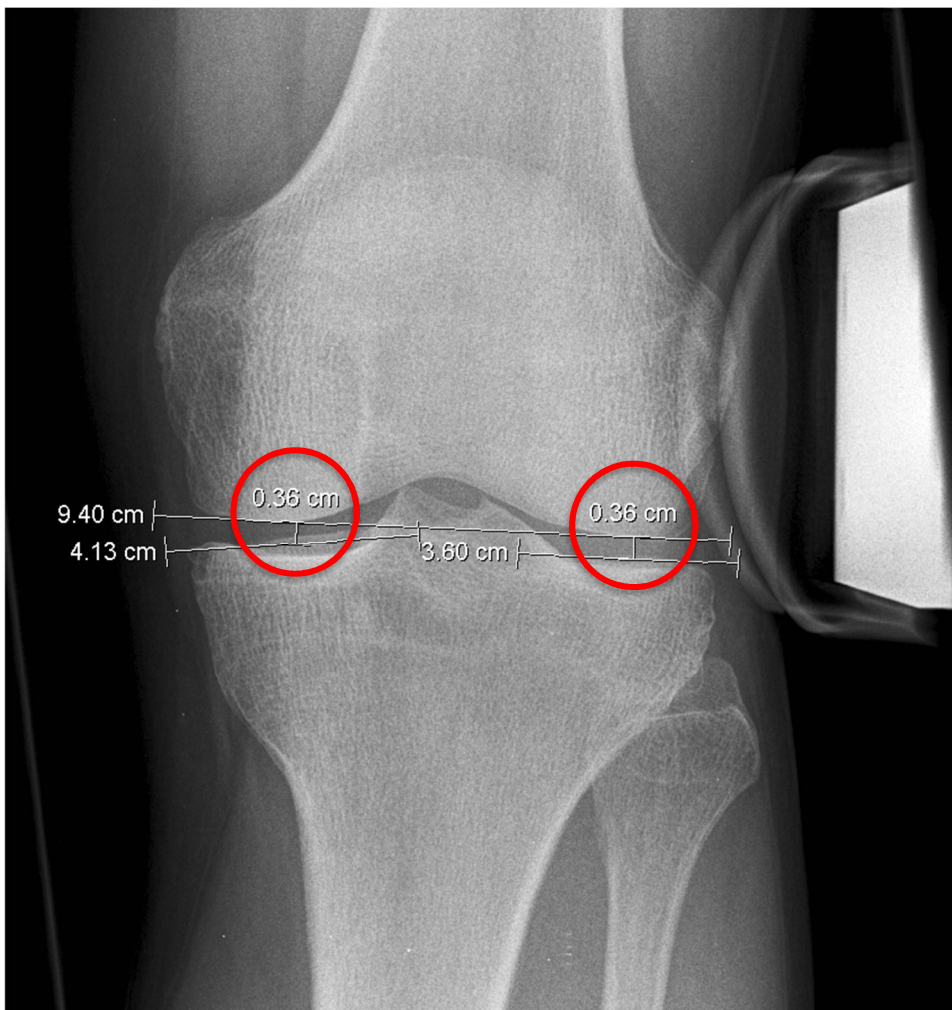


Abb. 15: antero-posteriore Aufnahme eines linken Kniegelenkes mit Valgus-Stress und mit der Tangente zwischen den beiden konvexen Krümmungen der Femurkondylen und den Tangenten an den beiden Tibiaplateaus

Daraus ergaben sich 6 Datensätze pro Patient.

Die Beurteilung des Schweregrades der Gonarthrose erfolgte nach der Klassifikation von Kellgren und Lawrence [1957], abgekürzt mit „K/L“. Entsprechend der K/L-Skala von 0 bis 4 wurden K/L Grad 0 und 1 (keiner oder nur geringfügiger Knorpelverlust, keine oder geringfügige Gelenkspaltverschmälerung, keine Osteophyten) als nicht betroffen, K/L Grad 2 (Gelenkspaltverschmälerung, subchondrale Sklerosierung) als milde, K/L Grad 3 (zunehmende Gelenkspaltverschmälerung, Osteophyten) als moderate und K/L Grad 4 (kein Gelenkspalt, Subluxationsstellung des Kniegelenkes) als schwere Gonarthrose bezeichnet.

3.3.2. MRT-Diagnostik

Die Untersuchungen wurden in einem geschlossenen MRT-Gerät (1 Tesla, Magnetom Harmony, Siemens, Erlangen) mit Hilfe einer zirkulär polarisierenden Sende-Empfangs-Extremitätenspule durchgeführt. Die Bildgebung (koronar) erfolgte in Rückenlage mittels einer validierten [Graichen et al. 2000, 2003, 2004; Glaser et al. 2001] Gradientenecho-(GRE)-Sequenz mit Fettunterdrückung (FLASH = fast low angle shot: Repetitionszeit [TR] = 49 ms, Echo Zeit [TE] = 10.3 ms, Flip Winkel [FA] = 30°, Auflösung = 0.156 mm x 0.156 mm, Schichtdicke = 1.5mm, Matrix = 1024 Pixel x 1024 Pixel, Bildausschnitt (FOV) = 160 mm x 160 mm, Untersuchungszeit 9'24 Minuten).

Alle Daten wurden im Standardformat zur Verwaltung medizinischer Bilddaten DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) gespeichert.

Nach der Akquirierung der Daten im MRT wurden die Bilddaten als DICOM-Dateien im medizinischen Netz gespeichert. In diesem Format sind im Header der Datei alle relevanten Informationen über die Studie mit Datum, Uhrzeit, Patientename und Geburtsdatum sowie die Bilddaten selbst enthalten. So war immer eine genaue Identifikation der jeweiligen Datensätze möglich.

Die Daten wurden mit Hilfe von CD-R Datenträgern transferiert.

Zur Bildanalyse diente eine Workstation Octaine Duo (Silicon Graphics Mountain View, CA, USA), alternativ zur Bearbeitung stand ein PC aktueller Bauart mit AMD Prozessor Athlon 2,4 GHz, 512 MB RAM, 64 MB Graphikspeicher, 80 GB Festplatte; Betriebssystem SuSE Linux 8.2 zur Verfügung.

3.3.3. Datenvorbereitung und Datenverarbeitung

Die jeweiligen MRT-Datensätze der Patienten bestehen aus Einzelbildern im DICOM-Format. Diese sind zu den jeweiligen Aufnahmen gruppiert. Eine Gruppe besteht beispielweise aus koronaren Aufnahmen des betroffenen Kniegelenkes der ersten Untersuchung. Ein Algorithmus fasst diese Gruppen aus einzelnen Bildern zu je einer Datei zusammen und wandelt diese in ein Workstation-lesbares Format um (*.img). Diese Datei enthält dann alle Schichten einer Sequenz, zum Beispiel alle koronaren Bilder der ersten Aufnahme. Eine speziell zur Segmentierung entwickelte Software (MEDVIS[®]) stellt die Schichtbilder mittels eines Browsers dar, der es erlaubt durch die jeweiligen Schichten zu scrollen (Abb. 16).

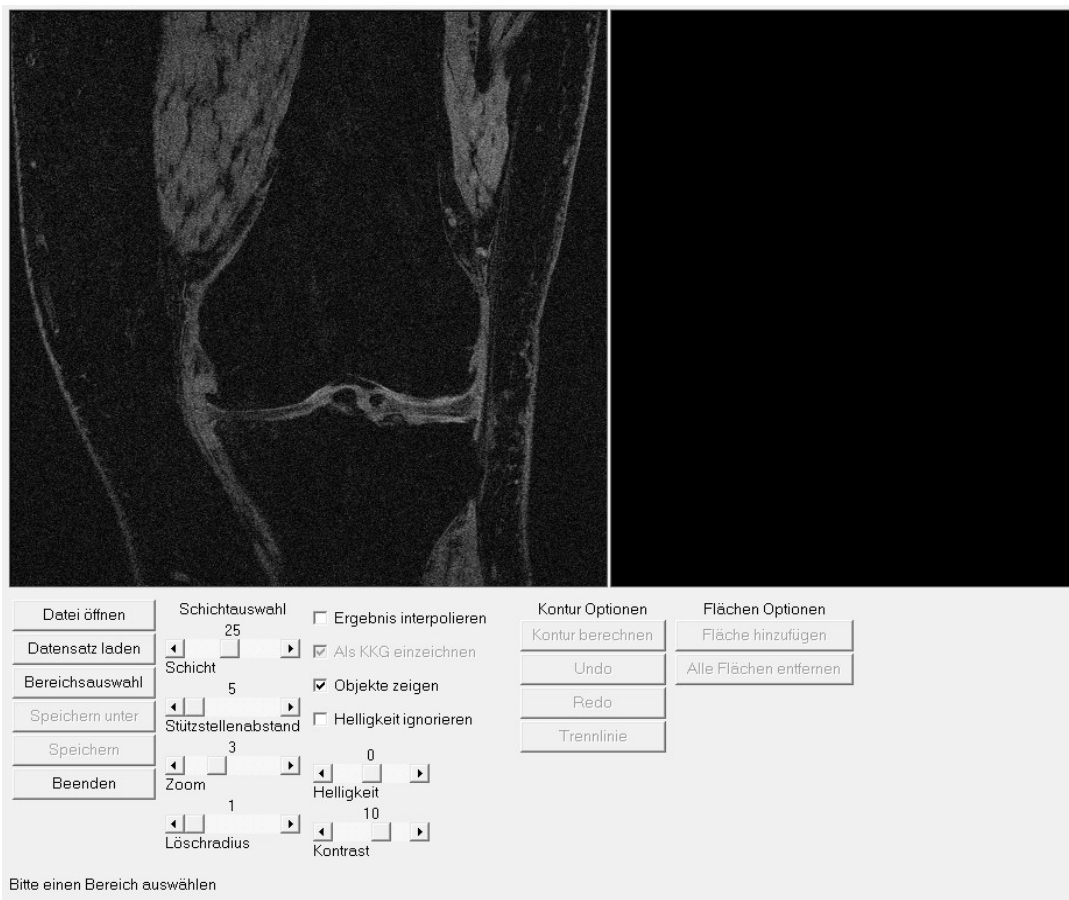


Abb. 16: Koronares MRT-Bild eines linken Kniegelenkes im MEDVIS System

Mit der auf die Anforderung der digitalen Dicken- und Volumenbestimmung speziell entwickelten Software kann man nun durch den neu gewonnenen Datensatz scrollen. Um Ressourcen zu sparen, werden mit Hilfe eines weiteren Algorithmus die Bilder in ihrer Gesamtheit an allen vier Kanten beschnitten, wodurch überflüssige Schichten gelöscht werden können. Dieser neu gewonnene Datensatz dient dann als Grundlage für die Auswertung.

3.3.4. Dreidimensionale Rekonstruktion

Um die Morphologie der einzelnen Knorpelplatten exakt quantifizieren zu können, müssen diese aus den Bilddaten „segmentiert“ werden. Dies bedeutet, dass einzelne Bildpunkte (Voxel) jeweils einer spezifischen anatomischen Struktur zugeordnet werden. Da die MRT-Bilder keinen ausreichenden Kontrast für eine vollautomatische Segmentierung des Knorpels liefern, wird die Segmentierung Schicht für Schicht interaktiv vorgenommen.

Der Benutzer beginnt mit der ersten Schicht des Datensatzes, auf dem das erste Stück Knorpel zu identifizieren ist. Mit einer sogenannten Bereichsauswahlfunktion wählt man den Bildausschnitt mit Knorpel mittels eines Rechteckes aus und der Bereich wird in einem neuen Fenster vergrößert zur Bearbeitung geöffnet (Abb. 17).



Abb. 17: Koronares MRT-Bild eines rechten Kniegelenkes im MEDVIS System mit einem Ausschnitt des lateralen Kompartimentes zur Segmentierung in diesem Bildausschnitt

Bei der medialen und lateralen Tibia kann der gesamte Knorpel segmentiert werden. Hier besteht eine nahezu parallele Ausrichtung der Knochenknorpelgrenze und der Gelenkfläche zur Schnittführung der Schichtbilder.

Der Knorpel des Femurkondylus hingegen beschreibt in der Sagittalebene eine stark gebogene Form. Um Fehler vor allem bei den Knorpelbereichen, die nahezu senkrecht zur Schichtführung beziehungsweise parallel zur Schichtebene liegen, zu vermeiden, werden hier nur Teilbereiche des Femurknorpels segmentiert. Die separate Segmentierung des medialen und lateralen Femurknorpels in anterior-posteriorer Ausrichtung beginnt am Ort der sich teilenden Knorpelüberzüge der Kondylen (Abb. 18a), das heißt es besteht keine Berührungsfläche des Knorpels mehr. Die letzte gewählte Schicht zeigt noch eine Knochenbrücke über den Kondylen (Abb. 18b). Die folgende, nicht mehr segmentierte

Schicht beinhaltet nur noch die beiden einzelnen Kondylen ohne metaphysären Anteil des Femurs (Abb. 18c).

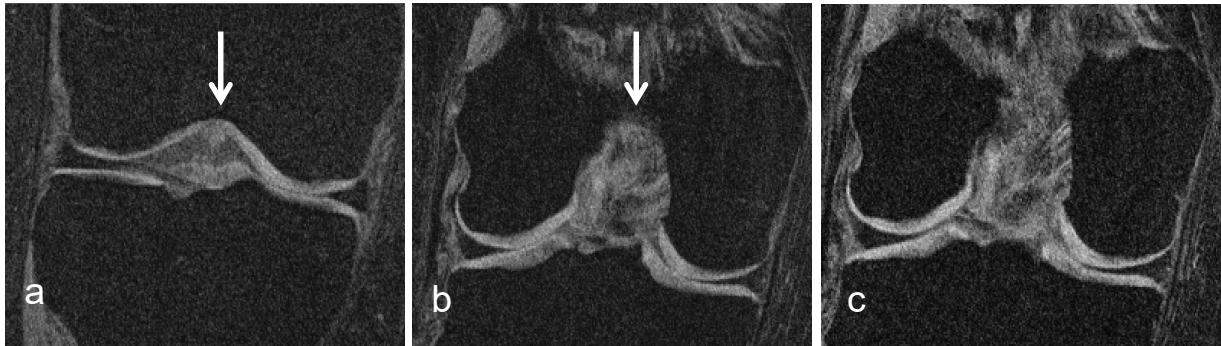


Abb. 18a): Erste Schicht der Knorpelseparation, b): Letzte Schicht mit Knochenbrücke, c): „separierte“ Kondylen

Der Benutzer markiert hier zuerst manuell die Kontur der Knorpel-Knochengrenze und die Knorpeloberfläche in einem Schichtbild (Abb. 19a). Als zweiter Schritt folgt die Umfahrung der Knorpelgrenze (Abb. 19b). Der segmentierte Flächenbereich wird abschließend noch automatisch vollständig farblich markiert (Abb. 19c), um der Software den Bereich zur Flächenberechnung vorzugeben.

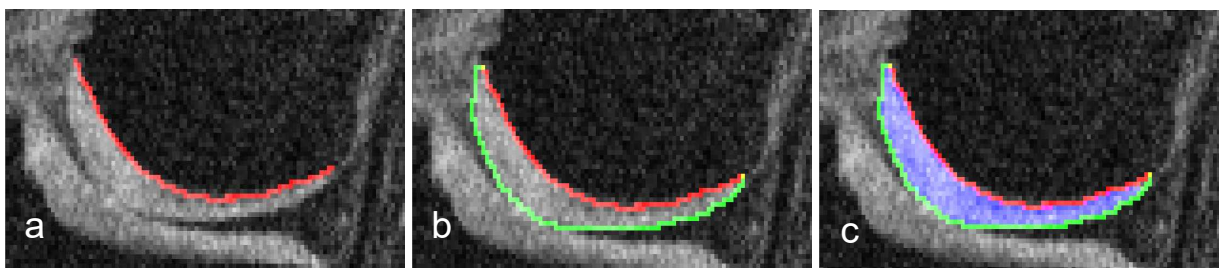


Abb. 19: Segmentierungsprozess mit a): Umfahrung der Knorpel-Knochen-Grenze, b): Umfahrung der Knorpelgrenze und c): Markierung der segmentierten Fläche

Diese Arbeitsschritte werden für alle folgenden Schichten wiederholt. Dieser Arbeitsprozess wurde separat für medialen und lateralen Femur sowie für mediale und laterale Tibia vorgenommen (vier Kompartimente oder Knorpelplatten).

3.4. Statistische Auswertung

Für alle quantitativ erhobenen Parameter wurden jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung für die Messungen der maximalen und der mittleren Knorpeldicke, des Knorpelvolumens und der Gelenkflächengröße der jeweiligen Kompartimente bestimmt.

4. Ergebnisse

4.1. Gelenkspaltweite in der Ganzbein-Standaufnahme

	medial	lateral
Patient 1	0,5	3,9
Patient 2	3,0	5,4
Patient 3	2,9	3,6
Patient 4	2,7	5,4
Patient 5	2,7	2,7
Patient 6	3,0	5,4
Patient 7	1,5	7,4
Patient 8	1,8	5,9
Patient 9	3,2	4,9
Patient 10	2,1	5,4
Patient 11	2,3	7,1
Patient 12	3,7	5,4
Mittelwert	2,5	5,2
Standardabweichung	0,8	1,3

Tabelle 2: Gelenkspaltweite im medialen und lateralen Kompartiment in der Röntgen-Ganzbein-Standaufnahme (in mm)

Der Mittelwert der Gelenkspaltweite beträgt 2,5 mm (\pm 0,8 mm) im medialen Kompartiment und 5,2 mm (\pm 1,3 mm) im lateralen Kompartiment. Bei elf von zwölf Patienten ist die Gelenkspaltweite medial geringer als lateral. Lediglich bei Patient 5 ist dies nicht der Fall.

4.2. Gelenkspaltweite in der Röntgen-Stressaufnahme

	Valgus-Stress		Varus-Stress	
	medial	lateral	medial	lateral
Patient 1	3,1	3,9	0,8	3,9
Patient 2	8,4	4,5	2,6	5,5
Patient 3	3,6	3,6	2,4	4,4
Patient 4	5,0	5,3	2,6	8,2
Patient 5	4,6	2,7	2,7	5,4
Patient 6	5,0	5,4	3,0	7,2
Patient 7	3,5	7,5	1,2	9,0
Patient 8	3,9	5,8	1,8	6,7
Patient 9	5,6	5,0	2,8	9,3
Patient 10	4,9	5,1	1,9	6,7
Patient 11	6,2	4,6	1,9	7,3
Patient 12	4,6	5,0	3,1	7,9
Mittelwert	4,9	4,9	2,2	6,8
Standardabweichung	1,4	1,1	0,7	1,6

Tabelle 3: Gelenkspaltweite im medialen und lateralen Kompartiment in der Röntgen-Stressaufnahme mit Varus-Stress und Valgus-Stress (in mm)

Der Mittelwert der Gelenkspaltweite bei Valgus-Stress beträgt 4,9 mm (\pm 1,4 mm) im medialen Kompartiment und 4,9 mm (\pm 1,1 mm) im lateralen Kompartiment. Bei Varus-Stress beträgt der Mittelwert der Gelenkspaltweite 2,2 mm (\pm 0,7 mm) im medialen Kompartiment und 6,8 mm (\pm 1,6 mm) im lateralen Kompartiment.

Bei vier von zwölf Patienten wurde die Gelenkspaltweite bei Valgus-Stress medial größer als lateral.

Bei allen zwölf Patienten ist die Gelenkspaltweite bei Varus-Stress medial geringer als lateral.

4.3. Mittlere Knorpeldicke in der Magnetresonanztomographie

	medial		lateral	
	Femur	Tibia	Femur	Tibia
Patient 1	0,5	1,5	1,8	2,3
Patient 2	0,6	1,2	1,6	2,1
Patient 3	1,9	1,8	1,8	2,2
Patient 4	0,7	0,8	0,7	1,3
Patient 5	2,2	2,1	1,9	2,2
Patient 6	0,9	0,8	1,0	1,1
Patient 7	1,0	1,4	2,1	2,8
Patient 8	1,9	1,9	1,5	2,4
Patient 9	1,9	1,8	1,7	2,5
Patient 10	1,2	1,6	1,8	2,3
Patient 11	0,6	1,4	2,1	2,2
Patient 12	2,0	1,5	1,8	2,1
Mittelwert	1,2	1,4	1,7	2,1
Standardabweichung	0,6	0,4	0,4	0,5

Tabelle 4: Mittlere Knorpeldicke von Femur und Tibia jeweils im medialen und lateralen Kompartiment (in mm)

Der Mittelwert der mittleren Knorpeldicke medial beträgt 1,2 mm (\pm 0,6 mm) am Femur und 1,4 mm (\pm 0,4 mm) an der Tibia. Im lateralen Kompartiment betragen diese Werte 1,7 mm (\pm 0,4 mm) und 2,1 mm (\pm 0,5 mm). Die Orte der Knorpelschäden medial sind ungleichmäßig auf Femur und Tibia verteilt. Im lateralen Kompartiment ist die Knorpeldicke an der Tibia immer größer als am Femur.

	medial	lateral
	Femur und Tibia	Femur und Tibia
Patient 1	2,0	4,1
Patient 2	1,8	3,7
Patient 3	3,7	4,0
Patient 4	1,4	2,0
Patient 5	4,3	4,1
Patient 6	1,9	2,0
Patient 7	2,4	5,0
Patient 8	1,8	4,0
Patient 9	3,7	4,2
Patient 10	2,8	4,1
Patient 11	2,0	4,3
Patient 12	3,5	3,8
Mittelwert	2,6	3,8
Standardabweichung	1,0	0,9

Tabelle 5: Summe der mittleren Knorpeldicken von Femur und Tibia zusammen im medialen und lateralen Kompartiment (in mm)

Der Mittelwert der mittleren Knorpeldicke an Femur und Tibia beträgt 2,6 mm (\pm 1,0 mm) im medialen Kompartiment und 3,8 mm (\pm 0,9 mm) im lateralen Kompartiment.

Bei elf von zwölf Patienten ist die mittlere Knorpeldicke medial geringer als lateral. Lediglich bei Patient 5 ist dies nicht der Fall.

4.4. Gegenüberstellung der verschiedenen Messmethoden

4.4.1. Mediales Kompartiment

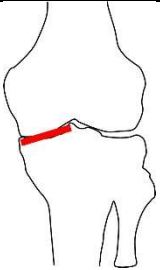
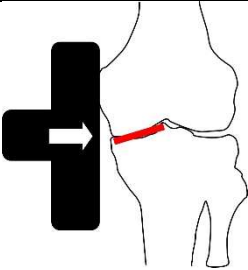
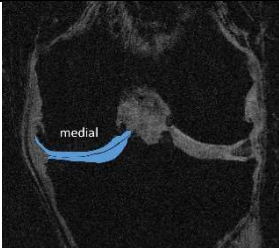
	medial		
	GBSA	Varus-Stress	MRT
			
Patient 1	0,5	0,8	2,0
Patient 2	3,0	2,6	1,8
Patient 3	2,9	2,4	3,7
Patient 4	2,7	2,6	1,4
Patient 5	2,7	2,7	4,3
Patient 6	3,0	3,0	1,9
Patient 7	1,5	1,2	2,4
Patient 8	1,8	1,8	1,8
Patient 9	3,2	2,8	3,7
Patient 10	2,1	1,9	2,8
Patient 11	2,3	1,9	2,0
Patient 12	3,7	3,1	3,5
Mittelwert	2,5	2,2	2,6
Standardabweichung	0,8	0,7	1,0

Tabelle 6: Direkter Vergleich der Messungen der medialen Gelenkspaltweite mittels Röntgen-Ganzbein-Standaufnahme (GBSA) und Röntgen-Stressaufnahme mit Varus-Stress und MRT (in mm)

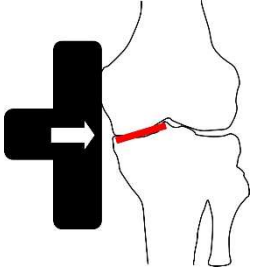
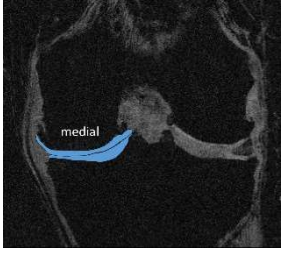
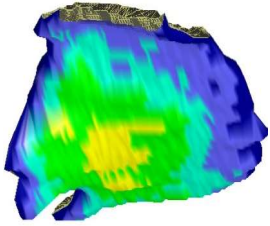
	medial		
	Varus-Stress	Mittlere Dicke	Volumen
			
Patient 1	0,8	2,0	2373
Patient 2	2,6	1,8	2701
Patient 3	2,4	3,7	3618
Patient 4	2,6	1,4	744
Patient 5	2,7	4,3	5595
Patient 6	3,0	1,9	918
Patient 7	1,2	2,4	4026
Patient 8	1,8	1,8	3998
Patient 9	2,8	3,7	3986
Patient 10	1,9	2,8	3236
Patient 11	1,9	2,0	2376
Patient 12	3,1	3,5	4169
Mittelwert	2,2	2,6	3145
Standardabweichung	0,7	1,0	1401

Tabelle 7: Direkter Vergleich der medialen Gelenkspaltweite (in mm) unter Varus-Stress, der medialen mittleren Knorpeldicke (in mm) und des medialen Knorpelvolumens (in mm³)

Die statistisch relevanten Korrelationen der jeweiligen Messmethoden finden sich im Folgenden.

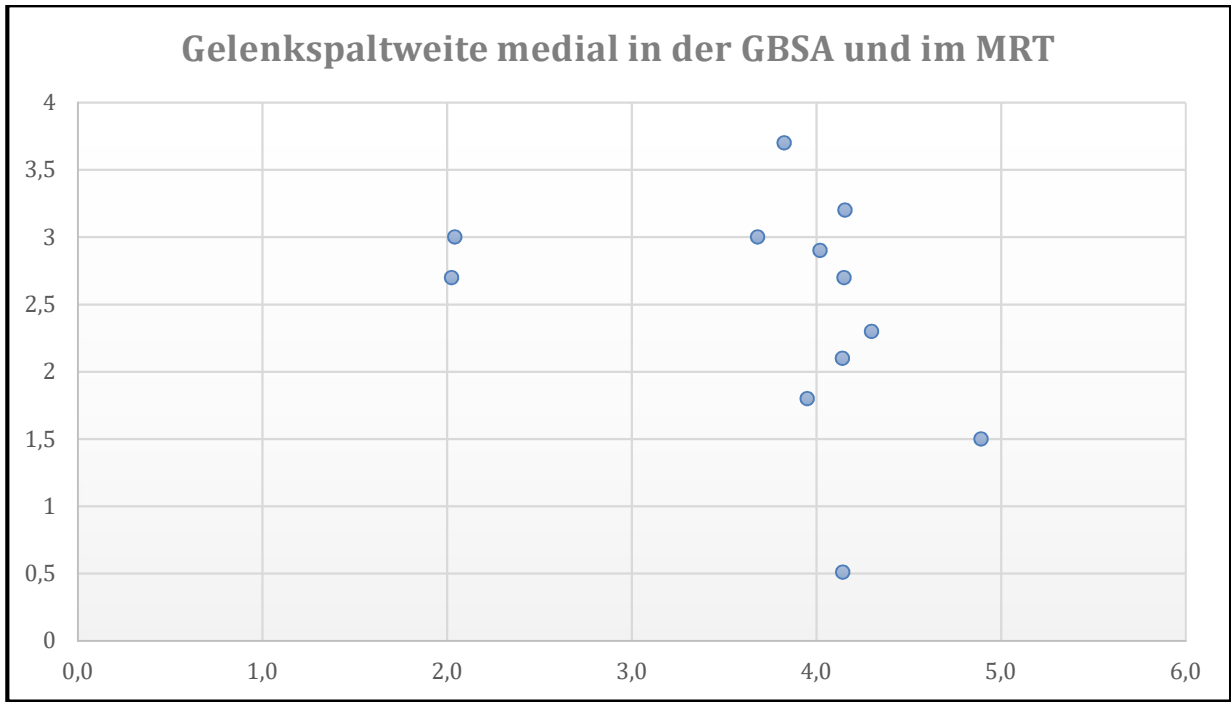


Diagramm 1: Punktediagramm der Korrelation der medialen Gelenkspaltweite im MRT im Vergleich zur Röntgen-Ganzbein-Standaufnahme (GBSA)

MRT medial und GBSA medial zeigen keine positive Korrelation ($r = 0,23$).

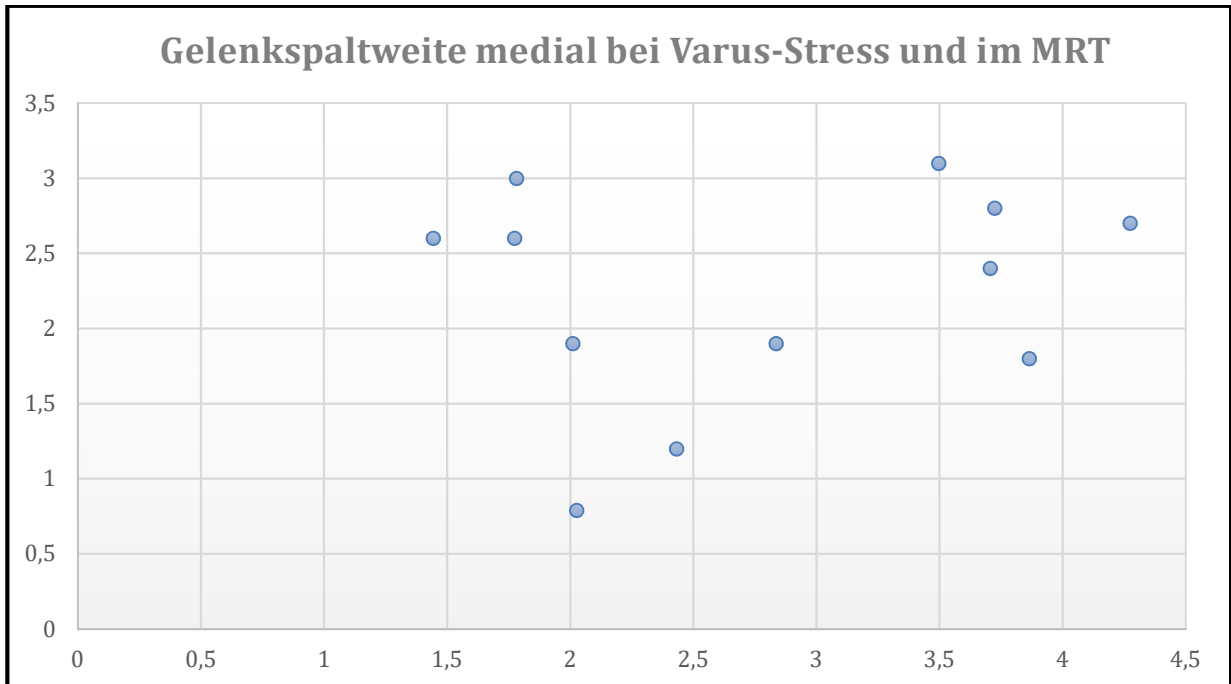


Diagramm 2: Punktediagramm der Korrelation der medialen Gelenkspaltweite im MRT im Vergleich zur Röntgen-Stressaufnahme mit Varus-Stress

Die mittleren Knorpeldickemessungen durch die Magnetresonanztomographie und die Messung der Gelenkspaltweite unter Varus-Stress zeigen im medialen Kniekompartiment ebenfalls keine positive Korrelation ($r = 0,20$).

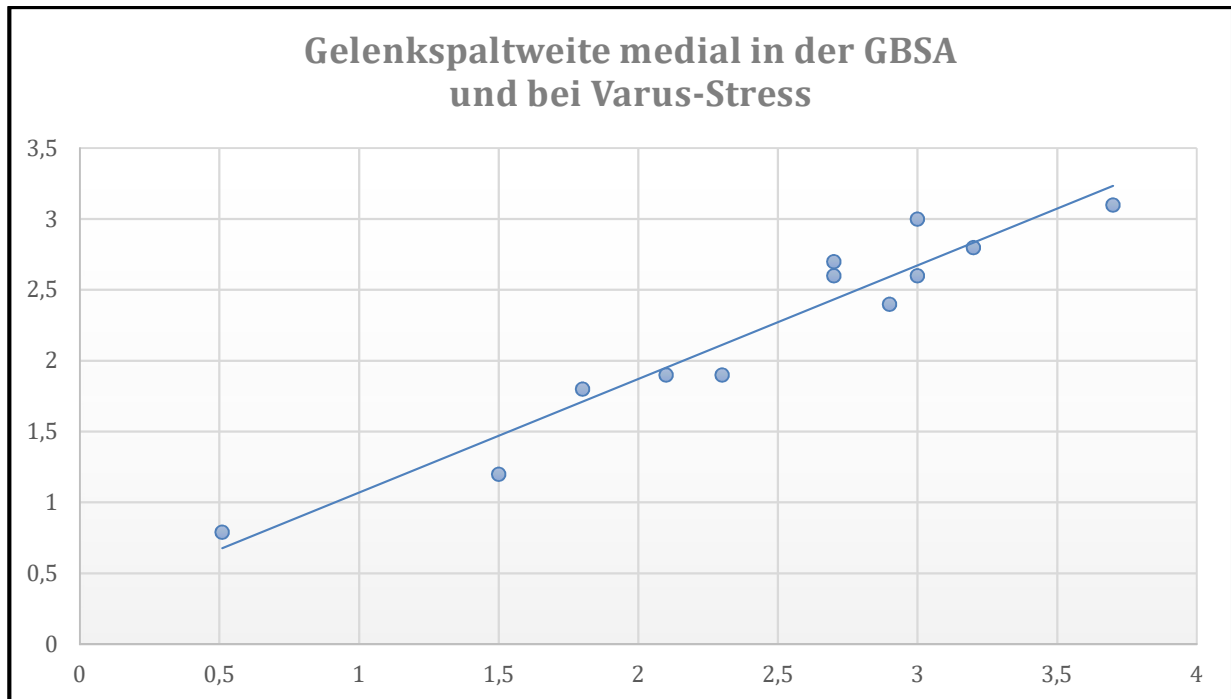


Diagramm 3: Punktediagramm der Korrelation der medialen Gelenkspaltweite in der Ganzbein-Standaufnahme (GBSA) im Vergleich zur Röntgen-Stressaufnahme mit Varus-Stress.

Eine hohe Korrelation im medialen Kompartiment zeigen die Ganzbein-Standaufnahmen und die Gelenkspaltweitemessung unter Varus-Stress ($r = 0,97$).

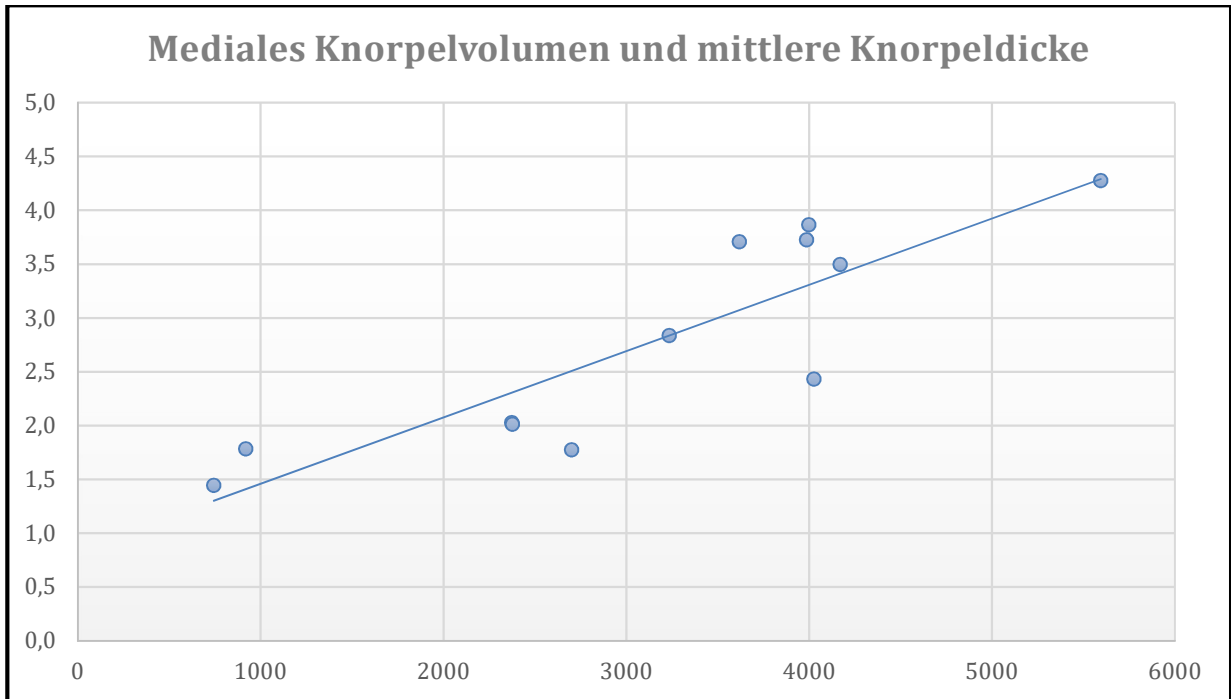


Diagramm 4: Punktediagramm der Korrelation von Knorpelvolumen mittels MRT und mittlerer Dicke im medialen Kniekompartiment; es zeigt sich eine hohe Korrelation ($r = 0,87$)

4.4.2. Laterales Kompartiment

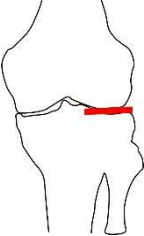
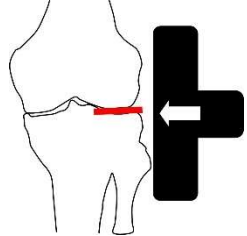
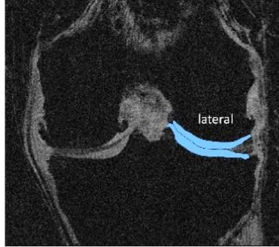
	lateral		
	GBSA	Valgus-Stress	MRT
			
Patient 1	3,9	3,9	4,1
Patient 2	5,4	4,5	3,7
Patient 3	3,6	3,6	4,0
Patient 4	5,4	5,3	2,0
Patient 5	2,7	2,7	4,1
Patient 6	5,4	5,4	2,0
Patient 7	7,4	7,5	4,9
Patient 8	5,9	5,8	4,0
Patient 9	4,9	5,0	4,2
Patient 10	5,4	5,1	4,1
Patient 11	7,1	4,6	4,3
Patient 12	5,4	5,0	3,8
Mittelwert	5,2	4,9	3,8
Standardabweichung	1,3	1,1	0,9

Tabelle 8: Direkter Vergleich der Messungen der lateralen Gelenkspaltweite mittels Röntgen-Ganzbein-Standaufnahme (GBSA) und Röntgen-Stressaufnahme mit Valgus-Stress und MRT (in mm)

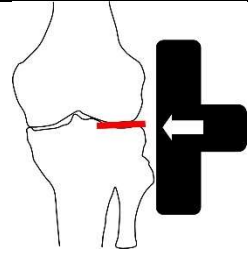
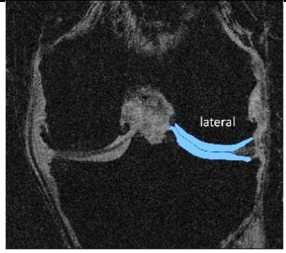
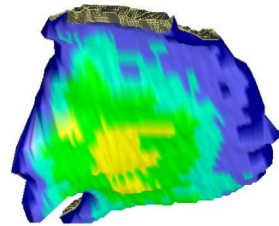
	lateral		
	Valgus-Stress	Mittlere Dicke	Volumen
			
Patient 1	3,9	4,1	3491
Patient 2	4,5	3,7	3988
Patient 3	3,6	4,0	3873
Patient 4	5,3	2,0	720
Patient 5	2,7	4,1	4727
Patient 6	5,4	2,0	742
Patient 7	7,5	4,9	5531
Patient 8	5,8	4,0	3591
Patient 9	5,0	4,2	3971
Patient 10	5,1	4,1	3768
Patient 11	4,6	4,3	3944
Patient 12	5,0	3,8	4461
Mittelwert	4,9	3,8	3567
Standardabweichung	1,1	0,9	1437

Tabelle 9: Direkter Vergleich der lateralen Gelenkspaltweite (in mm) unter Valgus-Stress, der lateralen mittleren Knorpeldicke (in mm) und des lateralen Knorpelvolumens (in mm³)

Die statistisch relevanten Korrelationen der jeweiligen Messmethoden finden sich im Folgenden.

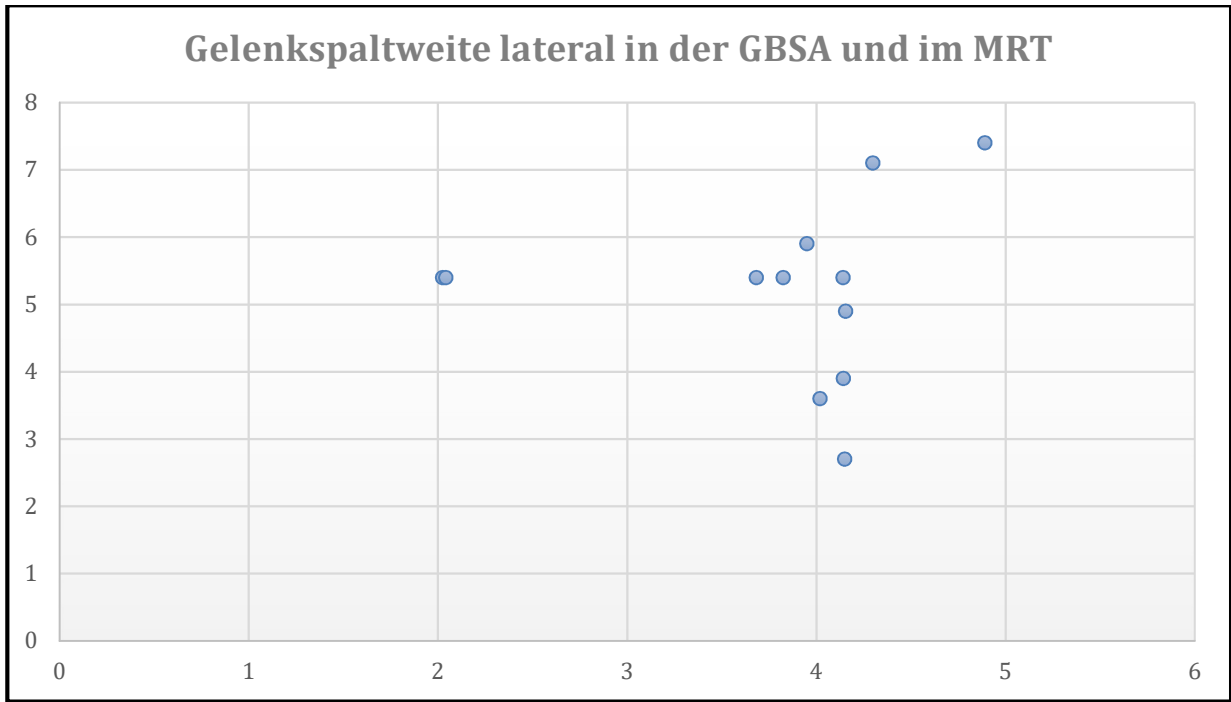


Diagramm 5: Punktediagramm der Korrelation der lateralen Gelenkspaltweite im MRT im Vergleich zur Röntgen-Ganzbein-Standaufnahme (GBSA).

MRT lateral und GBSA lateral zeigen keine positive Korrelation ($r = 0,08$)

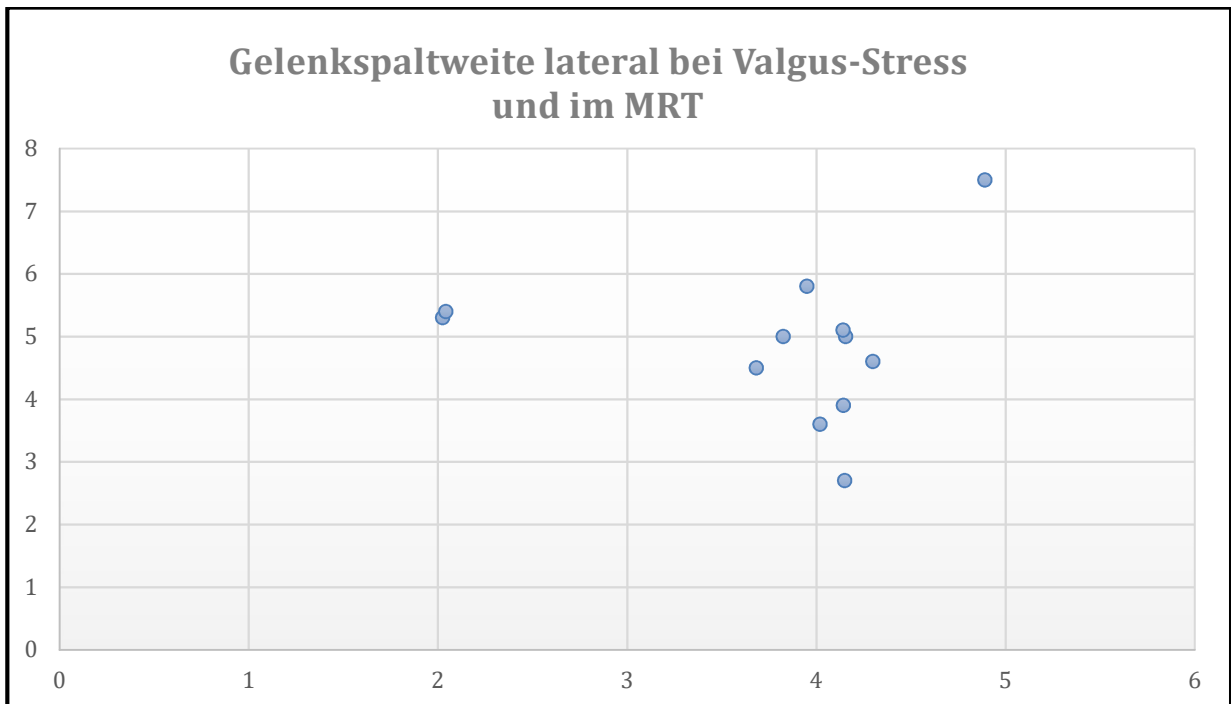


Diagramm 6: Punktediagramm der Korrelation der lateralen Gelenkspaltweite von MRT im Vergleich zu Röntgen-Stressaufnahmen mit Valgus-Stress

Auch im lateralen Kompartiment des Kniegelenkes zeigt sich keine Korrelation ($r = -0,00$) zwischen der mittleren Knorpeldicke und der Aufnahme des Gelenkspaltes unter Valgus-Stress.

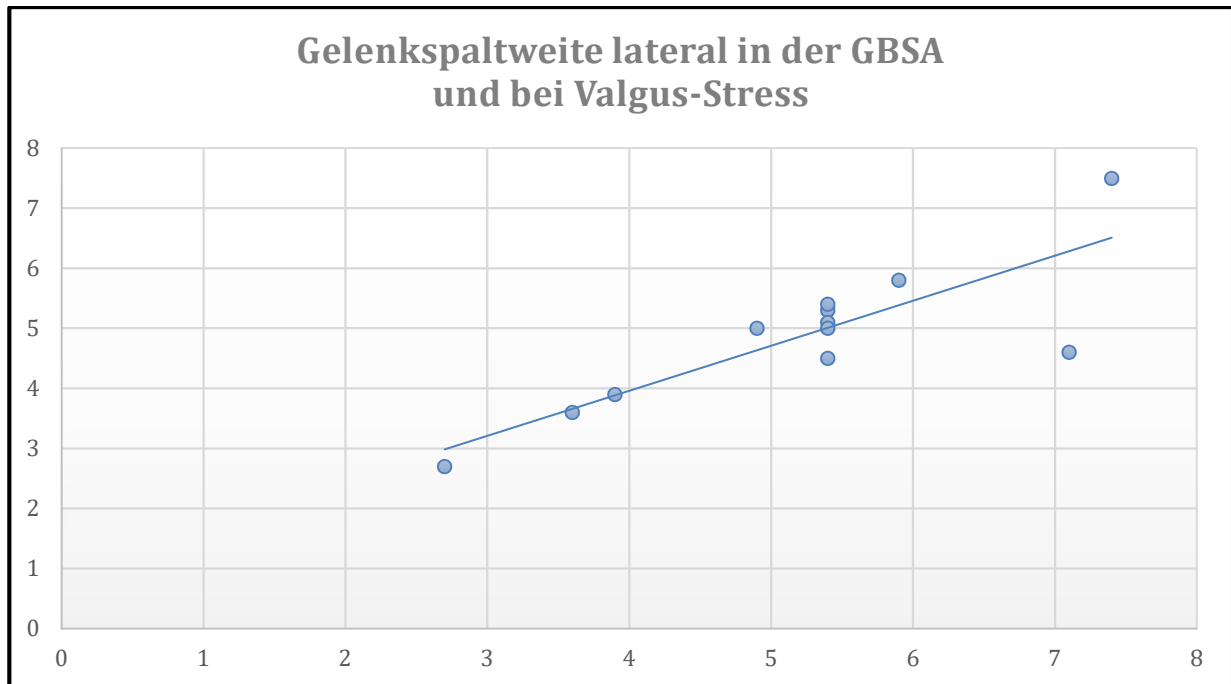


Diagramm 7: Punktediagramm der Korrelation der lateralen Gelenkspaltweite in der Ganzbein-Standaufnahme (GBSA) im Vergleich zur Röntgen-Stressaufnahme mit Valgus-Stress.

Eine hohe Korrelation ($r = 0,84$) zeigt sich zwischen den Ganzbein-Standaufnahmen und der Gelenkspaltweite unter Valgus-Stress im lateralen Kompartiment des Kniegelenkes.

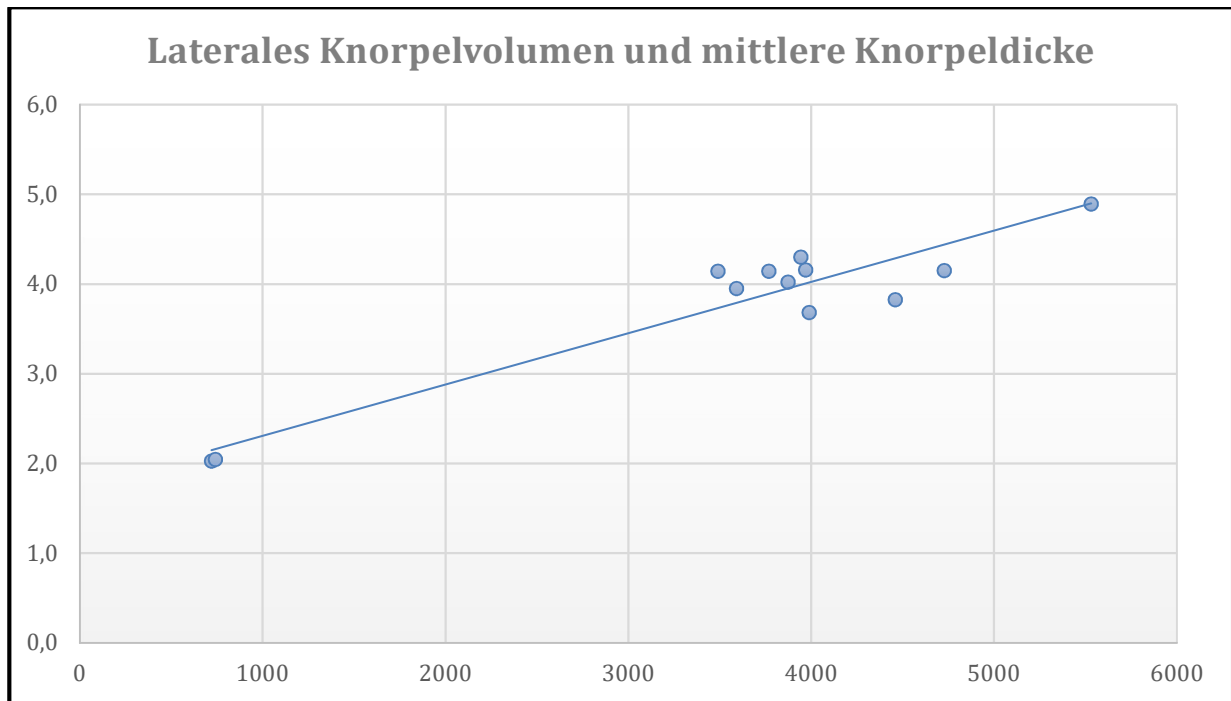


Diagramm 8: Korrelation der lateralen mittleren Knorpeldicke und des Knorpelvolumens

Ähnlich wie im medialen Kompartiment, zeigt sich im lateralen Kniegelenk eine hohe Korrelation ($r = 0,95$) zwischen dem Knorpelvolumen und der mittleren Knorpeldicke.

5. Diskussion

Ziel dieser Arbeit war es, die Gelenkspaltweite des medialen und lateralen Kniegelenkkompartimentes bei medialer Gonarthrose mit konventionellen Röntgen-Ganzbein-Standaufnahmen und Röntgen-Stress-Aufnahmen zu ermitteln. Zur Validierung wurden die Ergebnisse dieser Techniken der quantitativen Messung der Knorpeldicke mittels Magnetresonanztomographie gegenübergestellt.

Die Ergebnisse zeigen eindeutig, dass durch die Stress-Aufnahme keine Aussage zur Dicke des Gelenkknorpels im entsprechenden Kompartiment des Kniegelenkes gemacht werden kann. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass es dabei unerheblich ist, ob die konventionelle Röntgenaufnahme als Ganzbein-Standaufnahme oder unter Stressbedingungen aufgenommen wurde.

5.1. Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Messung der Gelenkspaltweite in der Röntgen-Ganzbein-Standaufnahme zeigt vor allem im lateralen Kompartiment eine hohe individuelle Bandbreite. Der Abstand der beiden lateralen Knochen reicht hier von minimal 2,7 Millimeter bis zu 7,4 Millimeter. Daraus ergibt sich ein Mittelwert von 5,2 Millimeter. Im medialen Anteil ist die individuelle Streubreite geringer. Es wurden Abstände von 0,5 Millimeter bis 3,7 Millimeter gemessen. Im Mittel ist das ein Abstand von 2,5 Millimeter bei einer Standardabweichung von 0,8 Millimeter. Es zeigt sich, dass der mediale tibio-femorale Abstand deutlich geringer ist als der laterale. Dies deckt sich mit den Ergebnissen von Raynauld et al. [2004]. Lediglich bei einem Patienten war der Abstand auf beiden Seiten identisch.

Unter der Annahme, dass sich unter seitlichem Druck die Knochen des Kniegelenkes dieser Seite bis auf den mit Knorpel überzogenen Anteil annähern, wurden die Kniegelenke sowohl mit Valgus-Stress als auch mit Varus-Stress belastet. Diese Modifizierung der Kniegelenkaufnahmen und Gelenkspaltweitenmessung mit konventioneller Röntgentechnik wird in der Literatur so bisher noch nicht beschrieben.

Unter Varus-Stress soll die mediale Gelenkspaltweite bis auf den Knorpel reduziert werden, unter Valgus-Stress entsprechend die laterale Gelenkspaltweite. In den Aufnahmen zeigt sich folgerichtig eine Kompression des medialen Gelenkspaltes (im Mittel 2,2 Millimeter) bei gleichzeitigem Aufklappen des lateralen Gelenkspaltes auf im Durchschnitt 6,8 Millimeter bei einer Standardabweichung von 1,6 Millimeter.

Entsprechend wird bei Valgus-Stress eine Reduktion bis auf den Knorpelanteil des lateralen Gelenkspaltes erwartet, gleichzeitig ein entsprechendes Aufklappen des medialen Gelenkspaltes. Die Messung zeigt, dass allerdings nur bei vier Patienten die Gelenkspaltweite lateral geringer ist als medial. Bei weiteren vier Patienten ist der Abstand nahezu gleich groß.

Die Messungen der mittleren Knorpeldicke der Kompartimente mittels Magnetresonanztomographie zeigen ein uneinheitliches Bild. Die mittlere Knorpeldicke des medialen Femurs reicht von 0,5 Millimeter bis 2,2 Millimeter. Im medialen Abschnitt der Tibia fällt die Bandbreite etwas geringer aus. Im Durchschnitt aller Patienten beträgt dort die mittlere Knorpeldicke 1,4 Millimeter, bei einer Standardabweichung von 0,4 Millimeter. Auch die Verteilung der Knorpeldicken von Tibia und Femur ist uneinheitlich. So zeigt sich bei vier Patienten eine in etwa gleiche mittlere Dicke, bei fünf Patienten ist der tibiale Knorpel des medialen Kompartimentes deutlich dicker, bei drei Patienten der femorale Anteil.

Im lateralen Anteil des Kniegelenkes ist bei allen Patienten der tibiale Knorpel dicker, im Durchschnitt 2,1 Millimeter, bei einer Standardabweichung von 0,5 Millimeter. Der Femur ist

im lateralen Kompartiment im Mittel mit 1,7 Millimeter Knorpel überzogen (Standardabweichung von 0,4 Millimeter).

Um die Ergebnisse der Magnetresonanztomographie mit denen der zweidimensionalen konventionellen Röntgenaufnahmen vergleichbar zu machen, wurde für jeden Patienten die Summe der mittleren Knorpeldicken von Femur und Tibia sowohl im medialen als auch im lateralen Kompartiment gebildet. Hierbei zeigt sich, dass der laterale Knorpel von Tibia und Femur mit im Durchschnitt 3,8 Millimeter ($\pm 0,9$ mm) dicker ist als der mediale Anteil mit 2,6 Millimeter ($\pm 1,0$ mm). Dies deckt sich mit den Untersuchungen von Koo et al. [2005]. Lediglich bei einem Patienten sind beide Seiten annähernd gleich groß.

In der Literatur wird die Gelenkspaltweite weitgehend mit dem durch Magnetresonanztomographie bestimmten Knorpelvolumen verglichen [Raynauld et al. 2004, Cicuttini et al. 2005, Marsh et al. 2013]. Um eine Einordnung der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit in die Literatur zu ermöglichen, wurde deshalb ebenfalls das Knorpelvolumen errechnet und den Ergebnissen der mittleren Knorpeldickenmessung und der konventionellen Röntgentechnik gegenübergestellt. So zeigt sich im medialen Kompartiment des Kniegelenkes eine hohe Korrelation ($r = 0,87$) zwischen der mittleren Knorpeldicke und dem errechneten Knorpelvolumen. Noch deutlicher fällt das Ergebnis im lateralen Abschnitt des Kniegelenkes aus ($r = 0,95$). Somit könnte die Hypothese aufgestellt werden, dass sowohl Knorpelvolumen als auch die mittlere Knorpeldicke gleichermaßen herangezogen werden können, um Vergleiche mit den Gelenkspaltweiten durchführen zu können.

5.2. Gegenüberstellung der Ergebnisse von konventionellen Röntgenaufnahmen und MRT

5.2.1. Mediales Kompartiment

Die Ergebnisse der Gelenkspaltweitenmessung der beiden konventionellen Röntgentechniken, also Ganzbeinstandaufnahmen und gehaltene Aufnahmen, sind sehr ähnlich. Bei elf der Patienten werden die Abstände der medialen Gelenkspaltweite unter Varus-Stress immer geringer oder bleiben gleich. Bei Patient 1 nimmt die Gelenkspaltweite unter Stressbedingung um 0,3 mm zu.

Um die Gelenkspaltweite der unterschiedlichen Untersuchungsmethoden im medialen Kompartiment zu vergleichen, werden die Knorpeldicken der Magnetresonanztomographie mit der medialen Gelenkspaltweite aus der Ganzbein-Standaufnahme und der medialen Gelenkspaltweite unter Varus-Stress gegenübergestellt. Die mittels Magnetresonanztomographie dargestellte und addierte mittlere Dicke des medialen Tibia- und Femurknorpel unterscheidet sich erheblich von den in den beiden konventionellen Röntgentechniken gemessenen Gelenkspaltweiten.

Dabei ist es unabhängig mit welcher konventionellen Methode die Gelenkspaltweite bestimmt wurde.

Ebenso lässt sich erkennen, dass keine generelle Über- oder Unterschätzung der medialen Gelenkspaltweite durch die MRT-Technik erfolgt. Die mittels Magnetresonanztomographie bestimmten Ergebnisse sind sowohl höher als auch niedriger im Vergleich zu den konventionell radiologisch bestimmten Werten.

Entsprechend zeigt sich keine positive Korrelation der Ergebnisse der durch die Magnetresonanztomographie bestimmten mittleren Knorpeldicken im Vergleich zu den im

konventionellen Röntgen ermittelten Gelenkspaltweiten. Dies ist unabhängig davon, ob diese bei der Ganzbein-Standaufnahme ($r = 0,23$) oder durch Varus-Stress ($r = 0,2$) ermittelt wurden. Die Ergebnisse der konventionellen Röntgentechniken (Ganzbeinstandaufnahme und Varus-Stress-Aufnahme) zeigen hingegen eine hohe Korrelation ($r = 0,97$).

5.2.2. Laterales Kompartiment

Auch im lateralen Kompartiment des Kniegelenkes wurden die unterschiedlichen Untersuchungsmethoden gegenübergestellt. Dabei wurden die durch die MRT bestimmte Summe der mittleren Knorpeldicken des lateralen Femurs und der lateralen Tibia mit der durch konventionelles Röntgen angefertigten lateralen Gelenkspaltweite der Ganzbein-Standaufnahme sowie der lateralen Gelenkspaltweite unter Valgus-Stress verglichen. Dabei unterscheiden sich die mittels Magnetresonanztomographie dargestellte und addierte mittlere Dicke des lateralen Tibia- und Femurknorpel erheblich von den in den beiden konventionellen Röntgentechniken gemessenen Gelenkspaltweiten. Es ist unabhängig mit welcher konventionellen Methode die Gelenkspaltweite bestimmt wurde.

Die mit der MRT-Technik ermittelten mittleren Knorpeldicken liegen unter oder annähernd gleich den Werten der konventionellen Techniken. Bei Patient 1 und 3 wurden in allen drei Techniken annähernd gleiche Weiten gemessen. Lediglich bei Patient 5 liegt die mit der MRT-Technik ermittelte Knorpeldicke deutlich über den Werten der konventionellen Technik. Somit zeigt sich insgesamt eine Unterschätzung der lateralen Gelenkspaltweite durch die MRT-Technik.

Auch im lateralen Kompartiment des Kniegelenkes zeigt sich somit keine positive Korrelation der Ergebnisse der Magnetresonanztomographie mit der durch konventionelles Röntgen festgestellten Werte der Gelenkspaltweite bei Valgusstress ($r = 0$) bzw. bei Ganzbein-Standardaufnahmen ($r = 0,08$).

Die Ergebnisse der Gelenkspaltweitenmessung der beiden konventionellen Röntgentechniken sind hingegen fast identisch. Bei allen Patienten bleibt der laterale Abstand unter Valgus-Stress annähernd gleich oder reduziert sich. Daraus ergibt sich eine hohe Korrelation ($r = 0,84$).

5.3. Interpretation der Ergebnisse

Da Knorpel durch konventionelles Röntgen nicht dargestellt werden kann, wurde in dieser Arbeit nach einer Alternative gesucht, den Knorpel durch konventionelle Röntgentechnik indirekt darzustellen. Das Ziel der Stress-Aufnahmen mittels konventionellem Röntgen war es, den Gelenkspalt bis auf den mit Knorpel überzogenen Anteil zu reduzieren. Der Abstand der knöchernen Strukturen, die durch konventionelle Röntgentechnik dargestellt werden können, würde somit die addierte Dicke von Femur- und Tibiaknorpel ergeben. Diese Messungen wurden der quantitativen Bestimmung des Gelenkknorpels mittels Magnetresonanztomographie gegenübergestellt.

Der Vergleich der Werte der Patienten untereinander ergibt unterschiedliche Werte sowohl bei der Magnetresonanztomographie als auch in den konventionellen Röntgenaufnahmen. Diese lassen sich durch individuelle Ausprägung und Abnutzung der Knorpel erklären. Auf

Grund unterschiedlicher Beinachsen der Patienten erwartet man ebenfalls individuelle Knorpeldicken.

Der direkte Vergleich der einzelnen Untersuchungsverfahren pro Patient zeigt hingegen ein unerwartetes Ergebnis. Erwartet wurde eine positive Korrelation der Knorpeldickemessung mittels Magnetresonanztomographie mit der Gelenkspaltweitenmessung unter Stressbedingungen.

Diese Erwartung kann durch die Untersuchung nicht erfüllt werden. Die Ergebnisse zeigen eindeutig, dass durch die Stress-Aufnahme keine Aussage zur Dicke des Gelenkknorpels im entsprechenden Kompartiment des Kniegelenkes gemacht werden kann. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass es dabei unerheblich ist, ob die konventionelle Röntgenaufnahme als Ganzbein-Standaufnahme oder unter Stressbedingungen aufgenommen wurde, da diese beiden Techniken sehr eng korrelieren.

Unter Stressbedingung würde man eine größere Abnahme des Gelenkspaltes erwarten. Dieser blieb aber annähernd gleich oder nahm nur gering ab. Der Seitenvergleich der Kompartimente zeigt ein identisches Bild. Es ist unerheblich, ob das laterale Kompartiment mittels Valgus-Stress belastet wird oder das mediale Kompartiment mittels Varus-Stress. Es kann keine positive Korrelation mit der quantitativen Knorpeldickenmessung mittels Magnetresonanztomographie festgestellt werden.

Ein ähnliches Resultat wurde auch von Raynauld et al. [2004] beschrieben. Die Arbeitsgruppe konnte im direkten Vergleich der Gelenkspaltweite mit dem Knorpelvolumen des gleichen Knies immerhin eine mäßige Korrelation ($r = 0,28$) feststellen. Diese Ergebnisse wurden von Cicuttini et al. [2005] bestätigt. Wie auch die vorliegende Arbeit, verglich diese Arbeitsgruppe mittels MRT bestimmtes Knorpelvolumen mit der Gelenkspaltweite gestreckter Standbeinaufnahmen. M. Marsh et al. [2013] stellen als mögliche Erklärung für diese Diskrepanz die Hypothese auf, dass die konventionellen Röntgenaufnahmen als

gewichtstragende Aufnahmen im Stehen und die Magnetresonanztomographieaufnahmen ohne Patientengewichtsbelastung im Liegen durchgeführt wurden. Daraufhin entwickelte die Arbeitsgruppe eine spezielle Konstruktion, um das untersuchte Kniegelenk auch im Liegen durch einen Druck zu belasten. Ziel dieser Konstruktion ist es, die MRT-Untersuchung auch im Liegen als „gewichtstragend“ zu simulieren. Die Arbeitsgruppe musste allerdings in ihrer Untersuchung an 25 Patientinnen feststellen, dass es ebenfalls keine Korrelation zwischen gewichtstragenden Röntgenaufnahmen und „gewichtbelasteten“ MRT-Aufnahmen gibt [Marsh et al. 2013].

5.4. Limitationen der Untersuchung

Bei der Interpretation der Daten muss bei der vorliegenden Arbeit berücksichtigt werden, dass die Ergebnisse nur von einem Untersucher erhoben wurden. Dies trifft sowohl für die Bestimmung der Knochen-Knorpel-Grenze als auch für die der Knorpel-Gelenkspalt-Grenze der Aufnahmen der Magnetresonanztomographie zu. Ebenso wurden die Messungen nur einmalig pro betrachteter Aufnahme durchgeführt. Man könnte mutmaßen, dass die Messung durch mehrere unabhängige Untersucher exaktere Ergebnisse liefert. Allerdings konnten mehrere Studien eine hohe Präzision bei der Auswertung der Knorpelbestimmung mittels Magnetresonanztomographie durch einen geschulten Untersucher zeigen [Raynauld et al. 2004, Hyhlik-Durr et al. 2000, Cicuttini et al. 2001].

Die Auswertung und Bestimmung der Gelenkspaltweite der konventionellen Röntgenaufnahmen erfolgten ebenfalls nur durch einen Untersucher. Dupuis et al. [2003] konnten auch bei dieser Technik eine hohe Präzision und Reproduzierbarkeit zeigen. Entscheidend ist die korrekte Position des Kniegelenkes in Bezug zur Röntgenplatte [Hellio

Le Graverland et al. 2009]. Diese wurde durch speziell ausgebildete röntgentechnische Assistenten sichergestellt.

Die Untersuchung wurde an zwölf Patienten durchgeführt. Diese geringe Fallzahl lässt somit nur einen eingeschränkten Blick auf das Gesamtkollektiv zu und die Interpretation der Ergebnisse kann nur richtungsweisenden Charakter haben. Zur Bestätigung der vorliegenden Ergebnisse wäre eine Folgeuntersuchung an einem größeren Kollektiv notwendig.

6. Zusammenfassung

Die Arthrose ist die weltweit häufigste Gelenkerkrankung. Der Gelenkknorpel ist das bei dieser Erkrankung im Mittelpunkt stehende Gewebe.

Die vorliegende Arbeit richtet ihr Augenmerk auf die radiologische Darstellung des Kniegelenkknorpels. Die Kniegelenkuntersuchung mittels Magnetresonanztomographie stellt den Goldstandard in der qualitativen Diagnostik von Knorpelschäden dar. Mittlerweile ist es auch möglich, quantitative Knorpeluntersuchungen mit dem Fokus auf Dicke und Volumen zu machen. Im Hinblick auf Kostenökonomie, Aufwandsreduktion und Zeitersparnis war es die Vision dieser Studie, die Knorpeldicke aus konventionellen Röntgenaufnahmen des Kniegelenkes ohne MRT bestimmen zu können.

Bei zwölf Patienten mit Varus-Gonarthrose, die sich zu einer geplanten Umstellungsosteotomie am Kniegelenk vorstellten, wurden die zur Operationsplanung notwendigen Ganzbeinstandaufnahmen mit zusätzlich durchgeführten MRT-Untersuchungen des Kniegelenkknorpels verglichen. Diese MRT-Aufnahmen der entsprechenden Kniegelenke wurden segmentiert und der Gelenkknorpel von Femur und Tibia dreidimensional rekonstruiert, um daraus die Knorpeldicke und das Knorpelvolumen bestimmen zu können. Der direkte Vergleich dieser Berechnungen mit der aus den Ganzbeinstandaufnahmen bestimmten Gelenkspaltweitemessung zeigte an keinem Kniekompartiment eine positive Korrelation.

Unter der Vorstellung, dass ein seitlicher Druck auf das Kniegelenk die ipsilaterale Seite bis auf den Gelenkknorpel schmälert, um diesen dadurch indirekt visualisieren zu können, wurden von den entsprechenden Kniegelenken sogenannte „gehaltene Aufnahmen“ angefertigt. Dabei wurde das Kniegelenk mit einem lateralen bzw. medialen Druck belastet und konventionell radiologisch die Gelenkspaltweite des medialen und lateralen Kompartimentes gemessen. Erwartet wurde eine reproduzierbare Annäherung der gleichseitig

des Druckes gelegenen Gelenkspaltweite an die im gleichem Kompartiment mittels Magnetresonanztomographie gemessene mittlere Knorpeldicke.

Es konnte auch hier nicht gezeigt werden, dass zwischen der durch quantitative MRT-Messung bestimmten mittleren Knorpeldicke und der in den Stressaufnahmen konventionell radiologisch gemessenen Gelenkspaltweite eine positive Korrelation besteht.

Um den Kniegelenkknorpel durch eine konventionell radiologische Methode indirekt zu visualisieren und quantitativ zu erfassen, eignet sich das in dieser Arbeit verwendete Vorgehen augenscheinlich nicht.

Zur Bestätigung sollten allerdings weitere Untersuchungen an höheren Fallzahlen durchgeführt werden.

7. Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
a.p.	Anterior-posterior
CV	Variationskoeffizient
DESS	Double Echo Steady State
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
FA	Flip Angle
FISP	Fast Imaging with Steady state Precession
FLASH	Fast Low Angle Shot
FOV	Field Of View
GB	Gigabyte
GBSA	Ganzbein-Standaufnahme
GHz	Gigahertz
GRE	Gradientenecho
HTO	High Tibial Osteotomy
MB	Megabyte
mm	Millimeter
MPRAGE	Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo
MRT	Magnetresonanztomographie
MTC	Magnetization-Transfer-Contrast
MTP	Metatarsophalangeal
N	Newton
PC	Personal Computer
r	Korrelationskoeffizient
RAM	Random Access Memory
SE	Spin-echo
Tab.	Tabelle
TE	Echo Time
TR	Repetition Time
μl	Mikroliter

8. Literaturverzeichnis

Ahlbäck S

Osteoarthrosis of the knee. A radiographic investigation.

Acta Radiol Diagn (Stockh). 1968;Suppl 277:7-72

Altman RD, Fries JF, Bloch DA.

Radiographic assessment of progression in osteoarthritis.

Arthritis Rheum. 1987;30(11):1214-25

Brandt KD, Fife RS, Braunstein EM, Katz B.

Radiographic grading of the severity of knee osteoarthritis: relation of the Kellgren and Lawrence grade to a grade based on joint space narrowing, and correlation with arthroscopic evidence of articular cartilage degeneration.

Arthritis Rheum. 1991;34(11):1381-6

Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RM, Reijman M, Pols HA, Bierma-Zeinstra SM.

Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee.

Arthritis Rheum. 2007;6(4):1204-11

Buckland-Wright Ch, Macfarlane DG, Kris Jasani M.

Quantitative Microfocal Radiographic Assessment of Osteoarthritis of the Knee from Weight Bearing Tunnel and Semiflexed Standing Views.

Rheumatology, 1994;21:1734-41

Buckland-Wright JC, Macfarlane DG, Lynch JA, Jasani MK, Bradshaw CR.

Joint space width measures cartilage thickness in osteoarthritis of the knee: high resolution plain film and double contrast macroradiographic investigation.

Ann Rheum Dis. 1995a;54(4):263-8

Buckland-Wright JC, Macfarlane DG, Williams SA, Ward RJ.

Accuracy and precision of joint space width measurements in standard and macroradiographs of osteoarthritic knees.

Ann Rheum Dis. 1995b;54(11):872-80

Buckland-Wright JC, Wolfe F, Ward RJ, Flowers N, Hayne C.

Substantial superiority of semiflexed (MTP) views in knee osteoarthritis: a comparative radiographic study, without fluoroscopy, of standing extended, semiflexed (MTP), and schuss views.

J Rheumatol. 1999;26(12):2664-74

Buckland-Wright C.

Which radiographic techniques should we use for research and clinical practice?

Best Pract Res Clin Rheumatol. 2006;20(1):39-55

Burgkart R, Glaser C, Hyhlik-Dürr A, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F.

Magnetic resonance imaging-based assessment of cartilage loss in severe osteoarthritis: accuracy, precision, and diagnostic value.

Arthritis Rheum. 2001;44(9):2072-7

Burgkart R, Glaser C, Hinterwimmer S, Hudelmaier M, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F.
Feasibility of T and Z scores from magnetic resonance imaging data for quantification of
cartilage loss in osteoarthritis.

Arthritis Rheum. 2003;48(10):2829-35

Cerejo R, Dunlop DD, Cahue S, Channin D, Song J, Sharma L.

The influence of alignment on risk of knee osteoarthritis progression according to baseline
stage of disease.

Arthritis Rheum. 2002;46(10):2632-6

Chan WP, Lang P, Stevens MP, Sack K, Majumdar S, Stoller DW, Basch C, Genant HK.

Osteoarthritis of the knee: comparison of radiography, CT, and MR imaging to assess extent
and severity.

Am J Roentgenol. 1991;157(4):799-806

Cicuttini F, Forbes A, Asbeutah A, Morris K, Stuckey S.

Comparison and reproducibility of fast and conventional spoiled gradient-echo magnetic
resonance sequences in the determination of knee cartilage volume.

J Orthop Res. 2000;18(4):580-4

Cicuttini FM, Wluka AE, Stuckey SL.

Tibial and femoral cartilage changes in knee osteoarthritis.

Ann Rheum Dis. 2001;60(10):977-80

Cicuttini FM, Wluka AE, Wang Y, Davis SR, Hankin J, Ebeling P.

Compartment differences in knee cartilage volume in healthy adults.

J Rheumatol. 2002b;29:554-6

Cicuttini F, Wluka A, Hankin J, Wang Y.

Longitudinal study of the relationship between knee angle and tibiofemoral cartilage volume in subjects with knee osteoarthritis.

Rheumatology (Oxford). 2004;43(3):321-4

Cicuttini F, Hankin J, Jones G, Wluka A.

Comparison of conventional standing knee radiographs and magnetic resonance imaging in assessing progression of tibiofemoral joint osteoarthritis.

Osteoarthritis Cartilage. 2005;13(8):722-7

Conrozier T, Mathieu P, Piperno M, Provvedini D, Taccoen A, Colson F, Duivon JP, Dusan R, Favret H, Vignon E.

Lyon Schuss radiographic view of the knee. Utility of fluoroscopy for the quality of tibial plateau alignment.

J Rheumatol. 2004;31(3):584-90

Dacre JE, Coppock JS, Herbert KE, Perrett D, Huskisson EC.

Development of a new radiographic scoring system using digital image analysis.

Ann Rheum Dis. 1989;48(3):194-200

Dieppe PA.

Recommended methodology for assessing the progression of osteoarthritis of the hip and knee joints.

Osteoarthritis Cartilage. 1995;3(2):73-7

Ding C, Cicuttini F, Scott F, Glisson M, Jones G.

Sex differences in knee cartilage volume in adults: role of body and bone size, age and physical activity.

Rheumatology. 2003;42:1317-23

Dougados M, Gueguen A, Nguyen M, Thiesce A, Listrat V, Jacob L, Nakache JP, Gabriel KR, Lequesne M, Amor B.

Longitudinal radiologic evaluation of osteoarthritis of the knee.

J Rheumatol. 1992;19(3):378-84

Dupuis DE, Beynon BD, Richard MJ, Novotny JE, Skelly JM, Cooper SM.

Precision and accuracy of joint space width measurements of the medial compartment of the knee using standardized MTP semi-flexed radiographs.

Osteoarthritis Cartilage. 2003;11(10):716-24

Eckstein F, Sittek H, Milz S, Putz R, Reiser M.

The morphology of articular cartilage assessed by magnetic resonance imaging (MRI). Reproducibility and anatomical correlation.

Surg Radiol Anat. 1994;16(4):429-38

Eckstein F, Gavazzeni A, Sittek H, Haubner M, Lösch A, Milz S, Englmeier KH, Schulte E, Putz R, Reiser M.

Determination of knee joint cartilage thickness using three-dimensional magnetic resonance chondro-crassometry (3D MR-CCM).

Magn Reson Med. 1996;36(2):256-65

Eckstein F, Adam C, Sitttek H, Becker C, Milz S, Schulte E, Reiser M, Putz R.

Non-invasive determination of cartilage thickness throughout joint surfaces using magnetic resonance imaging.

J Biomech. 1997;30(3):285-9

Eckstein F, Winzheimer M, Westhoff J, Schnier M, Haubner M, Englmeier KH, Reiser M, Putz R.

Quantitative relationships of normal cartilage volumes of the human knee joint-assessment by magnetic resonance imaging.

Anat Embryol. 1998a;197:383-90

Eckstein F, Schnier M, Haubner M, Priebsch J, Glaser C, Englmeier KH, Reiser M.

Accuracy of cartilage volume and thickness measurements with magnetic resonance imaging.

Clin Orthop Relat Res. 1998b;(352):137-48

Eckstein F, Westhoff J, Sitttek H, Maag KP, Haubner M, Faber S, Englmeier KH, Reiser M.

In vivo reproducibility of three-dimensional cartilage volume and thickness measurements with MR imaging.

AJR Am J Roentgenol. 1998c;170(3):593-7

Eckstein F, Reiser M, Englmeier KH, Putz R.

In vivo morphometry and functional analysis of human articular cartilage with quantitative magnetic resonance imaging-from image to data, from data to theory.

Anat Embryol (Berl). 2001;203(3):147-73

Eckstein F, Heudorfer L, Faber SC, Burgkart R, Englmeier KH, Reiser M.

Long-term and resegmentation precision of quantitative cartilage MR imaging (qMRI).

Osteoarthritis Cartilage. 2002;10(12):922-8

Eckstein F, Engelmeier K-H, Reiser M

Quantitative cartilage analysis with magnetic resonance imaging (qMRI) - a new era in the diagnostics of osteoarthritis?

Z Rheumatol 2002;61:250-259

Fife RS, Brandt KD, Braunstein EM, Katz BP, Shelbourne KD, Kalasinski LA, Ryan S.

Relationship between arthroscopic evidence of cartilage damage and radiographic evidence of joint space narrowing in early osteoarthritis of the knee.

Arthritis Rheum. 1991;34(4):377-82

Folkesson J, Dam EB, Olsen OF, Pettersen PC, Christiansen C.

Segmenting articular cartilage automatically using a voxel classification approach.

IEEE Trans Med Imaging. 2007;26(1):106-15

Fukui N, Yamane S, Ishida S, Tanaka K, Masuda R, Tanaka N, Katsuragawa Y, Fukui S.

Relationship between radiographic changes and symptoms or physical examination findings in subjects with symptomatic medial knee osteoarthritis: a three-year prospective study.

BMC Musculoskelet Disord. 2010;24;11:269

Glaser C, Faber S, Eckstein F, Fischer H, Springer V, Heudorfer L, Stammberger T, Englmeier KH, Reiser M.

Optimization and validation of a rapid high-resolution T1-w 3D FLASH water excitation MRI sequence for the quantitative assessment of articular cartilage volume and thickness.

Magn Reson Imaging. 2001;19(2):177-85

Glaser C, Putz R.

Functional anatomy of articular cartilage under compressive loading Quantitative aspects of global, local and zonal reactions of the collagenous network with respect to the surface integrity.

Osteoarthritis and Cartilage 2002;10:83-99

Glaser C, Burgkart R, Kutschera A, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F.

Femoro-tibial cartilage metrics from coronal MR image data: Technique, test-retest reproducibility, and findings in osteoarthritis.

Magn Reson Med. 2003 Dec;50(6):1229-36

Graichen H, Springer V, Flaman T, Stammberger T, Glaser C, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F.

Validation of high-resolution water-excitation magnetic resonance imaging for quantitative assessment of thin cartilage layers.

Osteoarthritis Cartilage. 2000;8(2):106-14

Graichen H, Jakob J, von Eisenhart-Rothe R, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F.

Validation of cartilage volume and thickness measurements in the human shoulder with quantitative magnetic resonance imaging.

Osteoarthritis Cartilage. 2003 Jul;11(7):475-82

Graichen H, von Eisenhart-Rothe R, Vogl T, Englmeier KH, Eckstein F.

Quantitative assessment of cartilage status in osteoarthritis by quantitative magnetic resonance imaging: technical validation for use in analysis of cartilage volume and further morphologic parameters.

Arthritis Rheum. 2004;50(3):811-6

Hannan MT, Felson DT, Pincus T.

Analysis of the discordance between radiographic changes and knee pain in osteoarthritis of the knee.

J Rheumatol. 2000;27(6):1513-7

Hardy PA, Recht MP, Piraino DW.

Fat suppressed MRI of articular cartilage with a spatial-spectral excitation pulse.

J Magn Reson Imaging. 1998;8(6):1279-87

Hellio Le Graverand MP, Mazzuca S, Duryea J, Brett A.

Radiographic grading and measurement of joint space width in osteoarthritis.

Rheum Dis Clin North Am. 2009;35(3):485-502

Hollis JM, Takai S, Adams DJ, Horibe S, Woo SL.

The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (ACL): a kinematic study.

J Biomech Eng. 1991;113(2): 208–214

Holmblad EC.

Postero-anterior x-ray view of the knee in flexion.

Journal of the American Medical Association. 1937;109(15):1196–97

Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY.

Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee.

Clin Orthop Relat Res. 1990;(255):215-27

Hunter DJ, Zhang Y, Niu J, Tu X, Amin S, Goggins J, Lavalley M, Guermazi A, Gale D, Felson DT.

Structural factors associated with malalignment in knee osteoarthritis: the Boston osteoarthritis knee study.

J Rheumatol. 2005;32(11):2192-9

Hyhlik-Dürr A, Faber S, Burgkart R, Stammberger T, Maag KP, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F.

Precision of tibial cartilage morphometry with a coronal water-excitation MR sequence.

Eur Radiol. 2000;10(2):297-303

Jenny JY, Boeri C, Ballonzoli L.

Coronal alignment of the lower limb.

Acta Orthopaedica. 2005;76 (3):403–407

Kellgren JH, Lawrence JS

Radiological assessment of osteoarthrosis.

Ann Rheum Dis. 1957;16(4):494-502

Kladny B, Bail H, Swoboda B, Schiwy-Bochat H, Beyer WF, Weseloh G.

Cartilage thickness measurement in magnetic resonance imaging.

Osteoarthritis Cartilage. 1996;4(3):181-6

Kling TF Jr.

Angular deformities of the lower limbs in children.

Orthop Clin North Am. 1987;18(4):513-27

Koo S, Gold GE, Andriacchi TP.

Considerations in measuring cartilage thickness using MRI: factors influencing reproducibility and accuracy.

Osteoarthritis Cartilage. 2005;13(9):782-9

Kshirsagar AA, Watson PJ, Tyler JA, Hall LD.

Measurement of localized cartilage volume and thickness of human knee joints by computer analysis of three-dimensional magnetic resonance images.

Invest Radiol. 1998;33(5):289-99

Leach RE, Gregg T, Siber FJ.

Weight-bearing radiography in osteoarthritis of the knee.

Radiology. 1970;97(2):265-8

Li KC, Henkelman RM, Poon PY, Rubenstein J.

MR imaging of the normal knee.

J Comput Assist Tomogr. 1984;8(6):1147-54

Lynch JA, Buckland-Wright JC, Macfarlane DG.

Precision of joint space width measurement in knee osteoarthritis from digital image analysis of high definition macroradiographs.

Osteoarthritis Cartilage. 1993;1(4):209-18

Marsh M, Souza RB, Wyman BT, Hellio Le Graverand MP, Subburaj K, Link TM, Majumdar S.

Differences between X-ray and MRI-determined knee cartilage thickness in weight-bearing and non-weight-bearing conditions.

Osteoarthritis Cartilage. 2013;21(12):1876-85

Martinek V, Imhoff AB.

Tibiale Umstellungsosteotomie am Kniegelenk – Renaissance eines klassischen Verfahrens.

Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. 2003;54(6): 229-232

Matsumoto H, Suda Y, Otani T, Niki Y, Seedhom BB, Fujikawa K.

Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability.

J Orthop Sci. 2001;6(1):28-32

Milner SA, Davis TR, Muir KR, Greenwood DC, Doherty M.

Long-term outcome after tibial shaft fracture: is malunion important.

J Bone Joint Surg Am. 2002;84-A(6):971-80

Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S.

Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis.

Ann Rheum Dis. 2002;61(7):617-22

Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ.

Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity.

J Bone Joint Surg Am. 1987;69(5):745-9

Niemeyer P, Bode G, Feucht M, Südkamp NP.

Die kniegelenksnahe Osteotomie als Alternative zum Gelenkersatz.

OUP. 2013;11:518-24

Paley D, Herzenberg JE, Tetsworth K, McKie J, Bhava A.

Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies.

Orthop Clin North Am. 1994;25:425-65.

Peterfy CG, van Dijke CF, Janzen DL, Glüer CC, Namba R, Majumdar S, Lang P, Genant HK.

Quantification of articular cartilage in the knee with pulsed saturation transfer subtraction and fat-suppressed MR imaging: optimization and validation.

Radiology. 1994;192(2):485-91

Phisitkul P, James S, Wolf B, Amendola A.

MCL Injuries of the Knee. Current Concepts Review.

Iowa Orthop J. 2006;26:77-90

Piperno M, Hellio Le Graverand MP, Conrozier T, Bochu M, Mathieu P, Vignon E.

Quantitative evaluation of joint space width in femorotibial osteoarthritis: comparison of three radiographic views.

Osteoarthritis Cartilage. 1998;6(4):252-9

Piplani MA, Disler DG, McCauley TR, Holmes TJ, Cousins JP.

Articular cartilage volume in the knee: semiautomated determination from three-dimensional reformations of MR images.

Radiology. 1996;198(3):855-9

Platzer W.

Taschenatlas der Anatomie.

Band 1 Bewegungsapparat; 7. Auflage, Thieme, Stuttgart 1999

Putz R, Pabst R.

Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen

Band 2 Rumpf, Eingeweide, untere Extremität; 21. Auflage, Urban & Fischer, München, Jena

Raynauld JP, Martel-Pelletier J, Berthiaume MJ, Labonté F, Beaudoin G, de Guise JA, Bloch DA, Choquette D, Haraoui B, Altman RD, Hochberg MC, Meyer JM, Cline GA, Pelletier JP.

Quantitative magnetic resonance imaging evaluation of knee osteoarthritis progression over two years and correlation with clinical symptoms and radiologic changes.

Arthritis Rheum. 2004;50(2):476-87

Recht MP, Kramer J, Marcelis S, Pathria MN, Trudell D, Haghghi P, Sartoris DJ, Resnick D.
Abnormalities of articular cartilage in the knee: analysis of available MR techniques.
Radiology. 1993;187(2):473-8

Robert Koch-Institut (Hrsg).

Arthrose.

Gesundheitsberichterstattung des Bundes, 2013, Heft 54

Rosenberg TD, Paulos LE, Parker RD, Coward DB, Scott SM.

The forty-five-degree posteroanterior flexion weight-bearing radiograph of the knee.

J Bone Joint Surg Am. 1988;70(10):1479-83

Schouten JS, van den Ouweland FA, Valkenburg HA.

A 12 year follow up study in the general population on prognostic factors of cartilage loss in
osteoarthritis of the knee.

Ann Rheum Dis. 1992;51(8):932-7

Sharma L, Lou C, Cahue S, Dunlop DD.

The mechanism of the effect of obesity in knee osteoarthritis: the mediating role of
malalignment.

Arthritis Rheum. 2000;43(3):568-75

Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD.

The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee
osteoarthritis.

JAMA. 2001;286(2):188-95

Sharma L, Song J, Dunlop D, Felson D, Lewis CE, Segal N, Torner J, Cooke TD, Hietpas J, Lynch J, Nevitt M.

Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis.

Ann Rheum Dis. 2010;69(11):1940-5.

Sittek H, Eckstein F, Gavazzeni A, Milz S, Kiefer B, Schulte E, Reiser M.

Assessment of normal patellar cartilage volume and thickness using MRI: an analysis of currently available pulse sequences.

Skeletal Radiol. 1996;25(1):55-62

Spatelholz W.

Handatlas der Anatomie des Menschen.

Hirzel, Leipzig 1921

Stamberger T, Eckstein F, Englmeier KH, Reiser M.

Determination of 3D cartilage thickness data from MR imaging: computational method and reproducibility in the living.

Magn Reson Med. 1999a;41(3):529-36

Stamberger T, Eckstein F, Michaelis M, Englmeier KH, Reiser M.

Interobserver reproducibility of quantitative cartilage measurements: comparison of B-spline snakes and manual segmentation.

Magn Reson Imaging. 1999b;17(7):1033-42

Statistisches Bundesamt (2012)

Krankheitskostenrechnung, Krankheitskosten nach Alter und Geschlecht.

www.gbe-bund.de (Stand: 01.06.2013)

Steinbrich W, Beyer D, Friedmann G, Ermers JW, Buess G, Schmidt KH.

MR of the knee joint. Imaging of the normal anatomy and pathological findings using surface coils.

Rofo. 1985;143(2):166-72

Tang WM, Zhu YH, Chiu KY.

Axial alignment of the lower extremity in Chinese adults

J Bone Joint Surg Am. 2000;82-A(11):1603-8

Tetsworth K, Paley D.

Malalignment and degenerative arthropathy.

Orthop Clin North Am. 1994 ;25(3):367-77

Thomas RH, Resnick D, Alazraki NP, Daniel D, Greenfield R.

Compartmental evaluation of osteoarthritis of the knee. A comparative study of available diagnostic modalities.

Radiology. 1975;116(3):585-94

Tittel K.

Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen

14. Auflage, Urban & Fischer, München, Jena 2003

Wagner M, Schabus R.

Funktionelle Anatomie des Kniegelenks.

Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, 1982

Waldt S, Eiber M, Wörler K.

Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie

2. Auflage, Thieme, Stuttgart 2017

Wenham CY, Conaghan PG.

Imaging the painful osteoarthritic knee joint: what have we learned?

Nat Clin Pract Rheumatol. 2009;5(3):149-58.

World Health Organization (WHO): The burden of musculoskeletal conditions at the start of the new millennium; Report of a WHO Scientific Group Geneva,

WHO Technical Report Series, 2003, No 919

9. Danksagung

Ganz besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. Stefan Hinterwimmer für die Anregung und Überlassung des Themas, die intensive und geduldige Betreuung sowie die Korrektur meiner Arbeit.

Vielen Dank an Prof. Dr. Christian Glaser für die Durchführung und Überlassung der MRT-Untersuchungen.

Meinen Eltern Helga und Dr. Werner Hiedl herzlichen Dank für die fortdauernde Unterstützung, Hilfe und Ratschläge.

Meiner Freundin Dr. Elisa Brudy danke ich für die Anregungen und den Beistand bei der Fertigstellung der Arbeit.