

Aus dem Institut für klinische Radiologie, Großhadern,  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Vorstand: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser

Multidetektor-CT des Handgelenks:  
Protokolloptimierung

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Stefan Galiano

aus  
München

2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. V. Jansson

Prof. Dr. med. W. Stock

Mitbetreuung durch den

Promovierten Mitarbeiter: Dr. med. H. Bonel

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 24.05.2007

1. Einleitung
  
2. Allgemeiner Teil
  - 2.1 Computertomographie
    - 2.1.1 Bedeutung der CT in der Handgelenksdiagnostik
    - 2.1.2 Indikationsstellungen
  - 2.2 Magnetresonanztomographie
    - 2.2.1 Bedeutung der MRT in der Handgelenksdiagnostik
    - 2.2.2 Indikationsstellungen
  - 2.3 Zusammenfassung CT versus MRT
  
3. Material und Methoden
  - 3.1 Multi-Detektor-Computertomographie Methodik
    - 3.1.1 Detektorsysteme
      - 3.1.1.1 Fixed-Array-Detektor
      - 3.1.1.2 Adaptive-Array-Detektor
    - 3.1.2 CT-Parameter
      - 3.1.2.1 Röhrenrotationszeit
      - 3.1.2.2 Schichtkollimation und Schichtdicke
      - 3.1.2.3 Größenabstand (Pitch)
      - 3.1.2.4 Gesichtsfeld (Field of View)
      - 3.1.2.5 CT-Dosis-Index
    - 3.1.3 CT-Protokolleinstellungen
    - 3.1.4 Multiplanare Rekonstruktionen (MPR)

- 3.2 MRT-Methodik
    - 3.2.1 MRT-Sequenzen
      - 3.2.1.1 Echozeit (TE)
      - 3.2.1.2 Repetitionszeit (TR)
      - 3.2.1.3 Turbo Short Tau Inversion Recovery (turbo-STIR)
      - 3.2.1.4 Spin Echo (SE)
      - 3.2.1.5 Gradienten Recalled Echo (GRE)
      - 3.2.1.6 Fast Low Angle Shot (FLASH)
      - 3.2.1.7 Dual Echo in Steady State (DESS)
      - 3.2.1.8 Constructive Interference in Steady State (CISS)
    - 3.2.2 MRT-Protokoll
  - 3.3 Reader- und Bewertungsprotokoll
  - 3.4 Biostatistik
- 
- 4. Ergebnisse
    - 4.1 Akquisitions- und Rekonstruktionsschichtdicken
    - 4.2 Rotationszeit und Volume Pitch
    - 4.3 Röhrenstromspannung und Röhrenstromstärke
    - 4.4 MRT-Sequenzen SE, DESS und CISS
    - 4.5 Zusammenfassung der Ergebnisse
- 
- 5. Diskussion
    - 5.1 Anatomische Darstellung
    - 5.2 Potential zur Strahlendosisreduzierung
    - 5.3 Einschränkungen

## 6. Zusammenfassung

## 7. Diagramme und Tabellen

### Diagramme

- 7.1.1 Diagramm 1: Trabekuläre Struktur
- 7.1.2 Diagramm 2: Trabekuläre Begrenzung
- 7.1.3 Diagramm 3: Kortikale Dicke
- 7.1.4 Diagramm 4: Glätte der kortikalen Begrenzung
- 7.1.5 Diagramm 5: Knorpel
- 7.1.6 Diagramm 6: Subchondrale Grenzlamelle
- 7.1.7 Diagramm 7: Insertion des RSL-Ligaments
- 7.1.8 Diagramm 8: Ligamentum capito hamatum
- 7.1.9 Diagramm 9: Nutritive Gefäßkanäle Os lunatum
- 7.1.10 Diagramm 10: Nutritive Gefäßkanäle Os capitatum
- 7.1.11 Diagramm 11: Knochenzysten und Knochenganglien
- 7.1.12 Diagramm 12: Technische Artefakte
- 7.1.13 Diagramm 13: Gesamtanatomischer Eindruck

### 7.2 Tabellen

- 7.2.1 Tabelle 1: CT-Protokolleinstellungen
- 7.2.2 Tabelle 2: Systematische Unterschiede der Akquisitionsparameter
- 7.2.3 Tabelle 3: Liste der Bewertungskriterien
- 7.2.4 Tabelle 3a: Liste der Bewertungspunkte
- 7.2.5 Tabelle 4: Prozentuales Strahlendosisreduktionspotential
- 7.2.6 Tabelle 5: Potential zur Dosisreduzierung durch Veränderung der Rotationszeit und der Röhrenstrompannung

7.2.7 Tabelle 6: Strahlendosisreduktionspotential durch Veränderung  
der Röhrenstromstärke

7.2.8 Tabelle 7: Überblick und Zusammenfassung der Auswertung

## 8. Abbildungen

8.1 Abbildung 1: Zusammenfassung der durchschnittlichen  
Readerbewertungen

8.2 Abbildung 2: Einfluss der Akquisitions- und  
Rekonstruktionsschichtdicke am großen anatomischen Detail

8.3 Abbildung 3: Einfluss der Akquisitions- und  
Rekonstruktionsschichtdicke am kleinen anatomischen Detail

8.4 Abbildung 4: Wirkung der Röhrenstromspannung auf die  
Knochenpräsentation

8.5 Abbildung 5: Wirkung der Rotationszeit

8.6 Abbildung 6: Pitches

## 9. Literaturangaben und Referenzliste

## 10. Abkürzungsverzeichnis

## 11. Danksagung

## 12. Anmerkung zur AJR - Publikation

# Multidetektor Computertomographie des Handgelenks: Protokolloptimierung

## 1. Einleitung

Seit der Einführung in die medizinische Bildgebung zu Beginn der 70er Jahre hat sich die Computertomographie (CT) kontinuierlich weiterentwickelt. Die Auswirkungen auf die Praxis der damaligen neuen Bildgebung waren so revolutionär, dass G. Hounsfield und A. Cormack 1979 für ihre Leistung mit dem Nobelpreis ausgezeichnet wurden. Im Laufe der Jahre erzielte man durch Innovationen der Hard- und Software, Verbesserungen in allen technischen Komponenten dieser bildgebenden Modalität, z.B. bei der Ortsauflösung, beim Nachweis immer geringerer Dichteunterschiede und bei der Akquisitionsgeschwindigkeit. Einen Meilenstein in der Entwicklung der Computertomographie bedeutete die Einführung von Scannern, bei denen Datenaufnahme und Patientenvorschub durch den Einsatz einer stetig rotierenden Röhre (Gantry) und einer thermisch hochbelastbaren Röntgenröhre gleichzeitig erfolgten. Diese Technik erhielt den Namen Spiral-CT.

Um die Daten kontinuierlich aufzuzeichnen, verwenden Spiral-CT-Scanner die Schleifringtechnik. Der Patient wird dabei mit gleich bleibender Geschwindigkeit durch die Röhrenöffnung gefahren. Bei dieser Translationsbewegung des Patienten durch die Gantry beschreibt der Verlauf des Röntgenstrahlbündels eine Spirale mit Mittelpunkt längs einer Linie durch das Isozentrum der Rotation und senkrecht zur Rotationsebene. Des Weiteren wird auch längs dieser Achse mit Tischvorschubgeschwindigkeit abgebildet. Folglich können Spiralscanner in der gleichen Zeit einen 4- bis 9-fach längeren Volumendatensatz aufzeichnen als die herkömmlichen Scanner zu Beginn der 80er Jahre.

Die Multidetektor-Computertomographie (MDCT) repräsentiert den jüngsten klinischen Durchbruch in der CT. Es hat die Computertomographie von einer axialen Schnittbildtechnik zu einer wahren 3D-Technik vorangetrieben. Der hauptsächliche Nutzen und Gewinn in der

Computertomographie-Bildgebung am menschlichen Körper liegt in der Reduzierung der Abtastzeit und der Verlängerung des Kollimationsabschnittes, sowie in der Steigerung der Scanlänge und damit der Bildanzahl pro Zeit.

Seit der Einführung der neuen Multi-Detektor-Technik, war die Multi-Detektor CT für eine Anzahl von verschiedenen klinischen Applikationen, hauptsächlich in der Darstellung des Kopfes, des Abdomens, des Herzens und der vaskulären Bildgebung, eingesetzt worden. Nun ist für die muskuloskeletale Bildgebung eine hohe Geschwindigkeit und eine lange Abtastlänge pro Sekunde im Vergleich zur abdominalen oder kardialen Bildgebung nicht erforderlich. Kleine Gelenke bzw. Gelenkstrukturen, wie z.B. das Handgelenk, weisen eine kleine und manchmal herausfordernde Anatomie auf. Ungeachtet der Tatsache, dass in der Handgelenksbildgebung die Strahlenexposition eine untergeordnete Rolle spielt, ist es bei der Akquisition von Bildern mit einem hohen Kontrast und mit sehr guter diagnostischer Bildqualität dennoch wichtig, dass die Strahlendosis in der Multi-Detektor-Computertomographie klein gehalten wird und die Strahlenexposition am Patienten nicht unnötig vergrößert wird.

Das von uns eingesetzte Computertomographiegerät ist ein vier Zeilen Multi-Detektor CT der Baureihe Volume-Zoom, Firma Siemens, das erste Multidetektor CT und Nachfolger des ersten Subsekunden CT-Geräts Somatom plus 4 mit nur einem Detektor.

Die gegenwärtige Studie verwendet menschliche anatomische Präparate des Handgelenkes, um am gleichen Präparat verschiedene Protokolle für die Multi-Detektor-Computertomographie bezüglich ihrer Bildqualität beurteilen zu können.

Ziel ist es, verschiedene Akquisitions- und Rekonstruktionsprotokolle für die Multi-Detektor-Computertomographie (MDCT) des Handgelenks anhand großer wie kleiner anatomischer Details zu optimieren und gleichzeitig die Strahlendosis zu reduzieren.



## 2. Allgemeiner Teil

Diese Dissertation untersucht die Möglichkeiten der Protokolloptimierung der Multi-Detektor-Computertomographie. Die Optimierung umfasst die Dosisreduktion und den anatomischen Bildeindruck. Zu erwähnen ist eine Mehrfachstrahlenexposition der anatomischen Präparate, die in vivo natürlich nicht durchgeführt werden kann. Die hier verwendeten Untersuchungen mit der Magnetresonanztomographie (MRT) und den diversen MRT-Sequenzen dienen zur anatomischen Veranschaulichung für die Auswerter anhand einer zusätzlichen Modalität und sollen einen Vergleich der Bildgebung bieten. Mit anderen Worten, die MRT-Korrelation für diese Dissertationsarbeit ist deshalb von Bedeutung beziehungsweise notwendig geworden, um zum Beispiel Grenzlamellen bzw. Bandansätze gegenüberzustellen und die Wertigkeit CT zu MRT zu überprüfen. Auf eine Vollständigkeit hinsichtlich der MRT-Darstellungen und ihrer statistischen Daten wird aber verzichtet.

### Computertomographie (CT)

#### 2.1.1 Bedeutung der CT in der Handgelenksdiagnostik

Die Verfügbarkeit von CT Systemen in fast allen klinischen Institutionen, die schnellen Aufnahmezeiten und die Möglichkeit, sehr dünne Schichtdicken mit hoher Auflösbarkeit und einen guten Bildkontrast zu erhalten, machen die Mehrschicht-Computertomographie zu einer sehr interessanten Modalität für die Hand- und Handgelenksdiagnostik.

Durch die überlagerungsfreie Abbildung einzelner definierter Schichten unter Verwendung verschiedener Untersuchungsebenen, können, zusammen mit der hoch auflösenden Untersuchungstechnik, Veränderungen der Knochenstruktur sowie der Gelenkflächen und ihrer Beschaffenheit dargestellt werden. Neben der Darstellung der Knochenstruktur sind in der CT in gewissen Grenzen auch Beurteilungen der pathologischen Weichteilprozesse sowie eine räumliche Zuordnung von Weichteilstrukturen möglich. Durch die Einführung der hoch

auflösenden Untersuchungstechnik kann die Aussagekraft bei Veränderungen der Knochenstruktur weiter verbessert werden (8,20).

### 2.1.2 Indikationsstellungen

Der Computertomographie und deren Indikationen liegen unklare diagnostische Situationen zu Grunde, bei denen es um die Beurteilung des Knochens geht. Die Computertomographie sollte unter Kenntnis der Klinik dann eingesetzt werden, wenn eine überlagerungsfreie Abbildung der ossären Anatomie sinnvoll erscheint.

Im Bereich des Handskeletts hat sich die Computertomographie mit der Möglichkeit der axialen Abbildungsebene zur Darstellung des distalen Radioulnargelenkes bewährt. Die direkte Abbildung der Gelenkflächen im Seitenvergleich ermöglicht die Diagnose posttraumatischer Gelenkflächenveränderungen. Die Knochen- und Weichteildarstellung ermöglicht die Beurteilung pathologischer Veränderungen der Handwurzel einschließlich des Karpaltunnels. Die computertomographische Diagnostik von konventionell nur schwierig oder überhaupt nicht darstellbaren Frakturen der Handwurzelknochen ist außerordentlich aussagekräftig. Dies zeigt die hohe Zahl der diagnostizierten Begleitverletzungen bei CT-Untersuchungen der Os-Scaphoideum-Frakturen und -pseudoarthrosen. Die Abbildung des distalen radioulnaren Gelenkes, sowie die der Handwurzelgelenkspalten axial und der radiokarpalen Gelenkfläche sagittal lassen eine Arthrose oder traumatisch bedingte Konturunregelmäßigkeiten erkennen. Bei frischer Radiusfraktur ist eine Beteiligung der radioulnaren Kongruenz auch im Gipsverband nach Reposition möglich. Sekundäre Veränderungen der radioulnaren Kongruenz nach distaler Radiusfraktur kommen häufig erst in der CT zur Darstellung (8). Für die Bestimmung der Rotationsfehlstellung in Pro- oder Supination nach distaler Radiusfraktur ist die CT die Methode der Wahl. Die CT zeigt nicht

selten als einzige Untersuchungsmethode die pathologische und Beschwerden verursachende Veränderung an der Hand oder am Handgelenk.

Die Resultate der CT können zur differenzierten Indikationsstellung zur Operation beitragen. Auch bei der Frakturdiagnostik der übrigen Handwurzelknochen liefert die Computertomographie oft mehr als eine wertvolle Zusatzinformation: Frakturen sind erst hier nachweisbar, Gelenkfehlstellungen und Gelenkbeteiligungen können sicher diagnostiziert oder ausgeschlossen werden (12). Es ist anzumerken, dass beliebige Schnittführungen über eine Rekonstruktion der Volumendaten, wie z.B. bei der MRT-Bildgebung, nun auch bei der Computertomographie möglich sind (3, 4).

## 2.2 Magnetresonanztomographie (MRT)

### 2.2.1 Bedeutung der MRT in der Handgelenksdiagnostik

Nachdem in den letzten drei Jahrzehnten die Wertigkeit der Magnetresonanztomographie (MRT) bei Fragestellungen in fast allen Körperregionen ausgiebig untersucht worden ist, hat sich in der täglichen Praxis neben den weiterhin dominierenden Untersuchungen des zerebrospinalen Systems die Anwendung der MRT als diagnostische Methode am Skelett, an Gelenken und peripheren Weichteilen durchgesetzt. Die anatomischen Basisstrukturen am Skelett, den peripheren Weichteilen und den Gelenken sind im MR-Tomogramm alle direkt visualisierbar. Fett, Knochenmark, Knorpel, Knochen, Muskel, Ligamente, Flüssigkeit, Nerven und Gefäße können in bisher nicht gekannter Kontrast- und Ortsauflösung abgebildet werden (23). Die Bedeutung der Magnetresonanztomographie in der Handgelenksdiagnostik ist aufgrund der guten Detailwiedergabe von Weichteilstrukturen anderen Bildgebungen weit überlegen. Insbesondere Bänder und die Darstellung des Discus triangularis rücken zur Beurteilung pathologischer Prozesse in das nähere Blickfeld.

Dies gilt auch für spezifisch traumatologische Fragestellungen, wobei die MRT bisher ihre Anwendungen vor allem bei chronischen Schmerzen und degenerativen Veränderungen findet. Andere Vorteile der MRT sind in der beliebigen Schichtführung und dem –soweit bisher bekannt – Fehlen von Nebenwirkungen durch z.B. Strahlenbelastung zu sehen

### 2.2.2 Indikationsstellungen

Die komplexe Anatomie des Handgelenks hat schon sehr früh dazu geführt, sie mittels der Magnetresonanztomographie zu untersuchen (1).

Indikationsstellungen für die MRT-Bildgebung sind rheumatische Erkrankungen wie z.B. die rheumatoide Arthritis, synoviale Proliferationen bei rheumatischen Erkrankungen, Bandrupturen und –läsionen, degenerative Veränderungen, Frakturen, Ganglien, Weichteil- und Knochentumore, Muskeldystrophien sowie Arthrose bedingte Veränderungen und Ursachen des Karpaltunnelsyndroms (2).

Die Basis des MRT-Untersuchungsprotokolls am Handgelenk sind koronare STIR- und T1w-SE-Sequenzen. Zur Beurteilung des Krankheitsverlaufes bei rheumatoider Arthritis unter Therapie sind dynamische Kontrastmitteluntersuchungen mit schnellen GRE-Sequenzen hilfreich. Dedizierte Spulen, die zum Teil bereits in Phased-Array-Technik verfügbar sind, erlauben eine deutliche Verbesserung der räumlichen Auflösung.

Signalerhöhungen und Diskontinuitäten des skapholunären und des lunotriquetralen Bandes weisen auf eine Ruptur hin. Neben den direkten Zeichen der Läsion eines intrinsischen Bandes sind manchmal indirekte Zeichen nachweisbar, wie fokale Flüssigkeitsansammlungen und die Distanzierung der betroffenen Carpalia in Ruhe- oder Stressposition. Für die Beurteilung von Verletzungen des skapholunären und des lunotriquetralen Bandes kann die Magnetresonanarthrographie die Sicherheit der diagnostischen Aussage verbessern. Degenerative Veränderungen, wie z.B. am Diskus triangularis, sind in der MRT-Bildgebung

diagnostizierbar. Sie sind meist zentral lokalisiert und rundlich konfiguriert. Akut traumatisch bedingte Rupturen des Diskus sind bevorzugt im dünneren radialen Abschnitt gelegen und verlaufen meist in vertikaler Richtung. Sie verursachen Signalerhöhungen im T1- und T2-gewichteten Bild sowie Flüssigkeitsansammlungen mit Kommunikation zum distalen radioulnaren Gelenk. Im Bereich der Handwurzel treten häufig Ganglien auf, die durch lokale Druckwirkungen Beschwerden verursachen können. Sie haben eine gallertige Konsistenz und gehen von Gelenken, Bändern oder Knochen aus. Am häufigsten entstehen sie im Bereich des skapholunären Bandes. Während die Diagnose des Karpaltunnelsyndroms auf der klinischen Symptomatik und auf elektrophysiologischen Messungen beruht, kann die MRT dazu beitragen, die zu Grunde liegende Ursache zu klären. So können den Karpaltunnel, Tumoren, Ganglien, eine Muskelhypertrophie und dystrophe Mm. Lumbricales, synoviale Proliferationen bei rheumatischen Erkrankungen, Ödeme und arthrotische Veränderungen der Karpalia, einengen. Auch Luxationen von Karpalknochen bzw. Frakturen mit vermehrter Kallusbildung können für die Raumbeschränkung im Karpaltunnel verantwortlich sein (16).

### 2.3 Zusammenfassung CT versus MRT

Es ist eine weitläufige Auffassung, dass die Magnetresonanztomographie die bildgebende Methode der Wahl für den Bewegungsapparat ist. Zugegebenermaßen stehen zur Weichteildiagnostik mit der Sonographie und Kernspintomographie inzwischen aussagekräftige bildgebende Verfahren zur Verfügung. Dennoch bietet die Computertomographie gerade bei der Skelettdiagnostik der Hand, wesentliche Vorteile und bleibt für eine weite Spanne klinischer Anwendungen eine sehr effektive Untersuchungsmöglichkeit. Darüber hinaus sind die beiden bildgebenden Systeme, Computertomographie und Magnetresonanztomographie, als konkurrierende Verfahren zu werten, die sich hinsichtlich ihrer Modalität im klinischen Alltag sehr gut ergänzen.

Die spezifischen Vorteile der Spiral-CT ermöglichen uns, deren Rolle bei der Bildgebung des Bewegungsapparates neu zu definieren. Das Potential der hochauflösenden Bildgebung und der ultradünnen Schichtdicken, assoziiert mit der Fähigkeit multiplanare Rekonstruktionen und dreidimensionale Bilder zu erhalten, repräsentieren ein exzellentes Instrument für detaillierte Analysen der Handgelenksläsionen. Die axiale und koronare Schnittführung eignet sich zur Diagnostik der Handwurzelknochen, der interkarpalen Gelenkflächen und des Karpalkanals. Hervorgehoben wird die Treffsicherheit des Verfahrens bei Frakturen des Os Lunatum, Os Triquetrum und Os Hamatum einschließlich des Hamulus ossis hamati und des Os Scaphoideum. Beschrieben wird ferner die Treffsicherheit bei der Beurteilung des knöchernen Durchbaus von Arthrodesen der Handwurzel. Bei geeigneter Untersuchungstechnik und Schnittebene stellt einliegendes Osteosynthesematerial kein grundlegendes Hindernis dar. Neben der Diagnostik posttraumatischer Skelettveränderungen hat die Computertomographie ihren festen Platz bei der Diagnostik von Tumoren. Neben der direkten Darstellung von Knochen und Weichteiltumoren wird im Bereich der Hand die Möglichkeit der präoperativen Klärung von Ausdehnung und Lagebeziehungen hervorgehoben. Abhängig von der Verfügbarkeit der Magnetresonanztomographie (MRT) bleibt die Multi-Detektor-CT (MDCT) eine erstklassige Untersuchungsmethode für die Bewertung des Handgelenkstraumas.

Auch ohne Auffälligkeiten im Röntgenbild kann bei entsprechender klinischer Symptomatik die MRT angezeigt sein, z.B. bei der Frage nach Bandinstabilitäten und/oder -rupturen, unklaren Erkrankungen im Bereich des Karpaltunnels, einer aseptischen Knochennekrose im Frühstadium oder bei der Suche nach Knochenmetastasen, die noch keine radiologisch erfassbare Destruktion oder Sklerosierung verursacht haben.

Die Anwendung der MRT, wie anderer bildgebender Diagnostikverfahren, hat sich mehr und mehr an den Kriterien der evidenzbasierten Medizin zu orientieren. Dabei spielt die

Vermeidung oder Reduktion von ionisierenden Strahlen eine wichtige Rolle. Die Verfügbarkeit einer Untersuchungsmodalität und die entstehenden Kosten sind gleichfalls zu berücksichtigen. Von verschiedenen Fachgesellschaften und Regierungsorganisationen wurden Leitlinien vorgestellt, die den adäquaten Einsatz der bildgebenden Verfahren erleichtern sollen.

Von der europäischen Kommission (2000) wurden Leitlinien zum Einsatz der bildgebenden Verfahren veröffentlicht, die die Belange des Strahlenschutzes betonen.

Es wird darin unter anderem aufgeführt, dass die MRT gegenüber der CT vorgezogen werden sollte, wenn mit beiden Verfahren gleichwertige diagnostische Informationen erzielt werden können und dass die MRT bei muskuloskelettalen Erkrankungen überlegen ist.

Zu erwähnen ist hingegen, dass insbesondere schmerzbelastete Patienten, die aufgrund einer Verletzung nicht lange liegen können, von der kurzen Zeitdauer einer CT-Untersuchung profitieren.

### 3. Material und Methoden

In dieser Studie wurden dreißig anatomische menschliche Präparate untersucht, sechzehn Präparate waren von Frauen, vierzehn von Männern. Die männlichen Donoren waren bei Ableben im Durchschnitt  $74,6 \pm 11,5$  Jahre alt, die weiblichen wiesen durchschnittlich ein Alter von  $81,4 \pm 10,1$  Jahre auf. Die vom anatomischen Institut der Ludwig-Maximilians-Universität München zur Verfügung gestellten anatomischen Präparate waren allesamt rechtsseitig und wiesen einen Weichteilmantel ohne Cutis auf. Alle Handgelenke waren in Formalinlösung fixiert und in ihren knöchernen Strukturen komplett intakt. Zur guten Beurteilung des distalen radioulnaren Gelenkes wählten wir für die CT- und MRT-Bildgebung die axiale Abbildung bei gut fixierter Stellung von Unterarm und Hand im

rechten Winkel und mittig zur Röhrenöffnung. Bei der MRT Untersuchung kam eine dedizierte Vier-Kanal-Phasen-Array Handgelenksspule zur Anwendung.

Die Donoren gaben vor ihrem Tode eine Einwilligung für Studien ab. Ein Ethikantrag bei der Ethikkommission wäre nur bei lebenden Studienteilnehmern erforderlich gewesen.

### 3.1 Multi-Detektor-Computertomographie Methodik

#### 3.1.1 Detektorsysteme

Um vier Schichten gleichzeitig erfassen zu können, müssen mindestens vier gleichbreite Detektorzeilen vorhanden sein. In diesem Fall ist jedoch nur eine Schichtkollimation einstellbar. Um aber dem unabdingbaren klinischen Anspruch einer variablen Schichtdicke gerecht zu werden, sind komplexere Detektorsysteme nötig, die von Hersteller zu Hersteller variieren. Es existieren am Markt zwei unterschiedliche Detektormodelle, das Prinzip des Fixed-Array-Detektors und das des Adaptive-Array-Detektors, wie es beim Siemens Somatom Plus 4 Volume Zoom verwirklicht ist.

##### 3.1.1.1 Fixed-Array-Detektor

Der Fixed-Array- oder Matrix-Detektor besteht aus vielen gleich großen Elementen. Wünscht man eine breitere Kollimation werden mehrere Zeilen des Detektors zusammengeschaltet. Der Nachteil dieses Detektormodells ist, dass der Wirkungsgrad des Detektors durch die trennenden blinden Septen zwischen den einzelnen kleinen Elementen herabgesetzt wird.

##### 3.1.1.2 Adaptive-Array-Detektor

Der Adaptive-Array-Detektor setzt sich aus acht zum Teil unterschiedlich breiten Zeilen zusammen. Die innersten vier Zeilen werden für die 1 mm Kollimation verwendet, die innersten zwei für die 0,5 mm Kollimation. Zum Rand hin werden die Detektorzeilen



symmetrisch breiter, die Kollimierung auf die äußersten Zeilen gibt im Drehzentrum eine Schichtdicke von 5 mm. So erreicht man durch die feinen zentralen Detektorreihen die gewünschte hohe Auflösung, die äußeren, breiteren Detektorzeilen tragen dem Wunsch nach ausgedehnter Volumenerfassung Rechnung. Die wählbaren kollimierten Schichtdicken betragen beim Somatom Plus 4 Volume Zoom 2 x 0,5 mm, 4 x 1 mm, 4 x 2,5 mm, 4 x 5 mm, sowie 2 x 8 mm. Diese werden durch röhrenseitige und detektorseitige Kollimation sowie durch passende Detektorkonfiguration erreicht.

### 3.1.2 CT-Parameter

#### 3.1.2.1 Röhrenrotationszeit (Gantry rotation time)

Bei den Multi-Detektor-Computertomographen wird die immense zeitliche Leistungssteigerung durch gleichzeitige Akquisition von vier Schichten und zusätzlich durch Subsekunden Röhrenumdrehungszeiten (Gantry rotation time) möglich gemacht. Das Siemens Somatom Plus 4 Volume Zoom übertrifft seinen Vorgänger Somatom Plus 4 Power um eine viertel Sekunde, d.h. die kürzestmögliche 360° Abtastzeit beträgt 0,5 Sekunden.

#### 3.1.2.2 Schichtkollimation und Schichtdicke

Die Schichtkollimation entspricht der Breite des eingeblendeten Strahlenfächers, die durch die röhrenseitige Einblendung bestimmt und durch die Anzahl der aktiven Detektorelemente dividiert wird.

Als Schichtdicke wird in der Multi-Detektor-CT die effektive Schichtweite der rekonstruierten Schicht bezeichnet. Im Gegensatz zur Einzelschicht-Detektor-CT, bei der die effektive Schichtdicke der rekonstruierten Schicht vom gewählten Tischvorschub und Rekonstruktionsalgorithmus abhängt, entspricht die effektive Schichtdicke beim Mehrschicht-Detektor-CT in jedem Fall dem gewählten Wert. Der Anwender hat die Möglichkeit, die

Schichtdicke neben der Schichtkollimation frei wählen zu können ohne den Pitch und den Algorithmus berücksichtigen zu müssen. Aus dem gewonnenen Spiraldatensatz kann retrospektiv eine Vielzahl verschieden dicker Schichten rekonstruiert werden.

### 3.1.2.3 Größenabstand (Pitch)

Im Gegensatz zur Einzelschicht-Detektor-CT, bei der die Pitchdefinition als Verhältnis des Tischvorschubs pro Röhrenumdrehung zur kollimierten Schichtdicke klar definiert ist, existieren in der Mehrschicht-Multi-Detektor-CT zwei verschiedene Begriffsbestimmungen. Die von Herstellern häufig verwendete Definition, bezeichnet Pitch als das Verhältnis des Tischvorschubs pro Umdrehung zur kollimierten Dicke einer Einzelschicht. Die zweite Pitchdefinition („Volumenpitch“) bezieht den Tischvorschub pro Röhrenumdrehung auf die gesamte aktivierte Detektorbreite (19). Die letztere Pitch wurde von uns in den Tabellen verwendet. Das Somatom Plus 4 Volume Zoom erlaubt Pitchwerte zwischen eins und acht.

### 3.1.2.4 Gesichtsfeld (Field of View)

Mit dem Gesichtsfeld bzw. Field of View (FOV) meint man die Breite eines quadratischen Feldes in Zentimeter, das zur Darstellung der interessierenden Körperregion gewählt wird. Die Bildpunktgröße (Pixelgröße) wird anschließend von dem Softwaresystem so festgesetzt, dass die Bildpunkte (Pixel) das gewählte Gesichtsfeld exakt ausfüllen.

### 3.1.2.5 CT-Dosis-Index

Der CT-Dosis-Index ist definiert als die gemessene Dosis einer Einzelschicht einer bestimmten Dicke und Strahlenqualität (kV etc.). Der CT-Dosis-Index ist für jedes CT-Gerät vom Hersteller an Phantomen zu prüfen und bekannt zu geben. Man verwendet den CT-Dosis-Index, um das Dosisverhalten verschiedener CT-Geräte zu berechnen und zu

vergleichen. Das Dosisverhalten wird mittels Ionisationskammern berechnet. Der gewichtete CT-Dosis Index (CTDI<sub>w</sub>) pro mAs heißt nCTDI<sub>w</sub>. Dieser ermöglicht die Berechnung des Dosislängenprodukts als Ausdruck der Gesamtdosis einer CT-Untersuchung.

### 3.1.3 CT-Protokolleinstellungen

Alle Handgelenke wurden mit dem vier Zeilen „Adaptive-Array-Detektor“ Multi-Detektor Computertomographiegerät von Siemens, Erlangen Deutschland, „Somatom Plus 4 Volume Zoom“, untersucht. Die zu untersuchenden Präparate wurden in der Röhre (Gantry) mit Hilfe eines in transversaler und axialer Achse gerichteten Laserkreuzes platziert. Am Bildschirm wurden anschließend die diversen CT-Protokolleinstellungen vorgenommen. Die Objekte wurden mit einer Kollimation von 2 x 0,5 mm und 4 x 1,0 mm untersucht. Es wurden Röhrenstromspannungen von 80, 120 und 140 Kilovolt (kV), Röhrenstromstärken von 80, 100, 130, 160 und 200 milli-Ampere-Sekunden (mAs) sowie eine Rotationszeit von 0,5, 0,75 und 1,0 Sekunden verwendet. Koronare Bilder wurden mit einer Schichtdicke von 0,5, 1,0 und 2,0 mm und einer 60%igen Überlappung (Overlap) rekonstruiert (siehe Tabelle 1). Drei Beurteiler bewerteten in unabhängigen Sitzungen alle Bilder gemäß den groben und feinen anatomischen Einzelheiten. Die Untersucher waren bezüglich der Parameterwahl am Computertomographiegerät geblindet. Die diagnostische Übereinstimmung (Konfidenz) wurde mittels des Shrout-Fleiss-Tests getestet, die Korrelation zwischen bzw. innerhalb der Bewerter wurde mittels Kappa- und Kruskal-Wallis-Test statistisch untersucht.

Im ersten Abschnitt testeten wir die Kollimation und die rekonstruierte Schichtdicke zur Darstellung der Handgelenksanatomie. Alle Handgelenke wurden axial mit einer Kollimation von 4 x 1 mm und 2 x 0,5 mm und 130 mAs Stromstärke und 120 kV Spannung und einem Volumen-Pitch von 1,5 sowie einem Rekonstruktionsfeld (Field of View) von 12 cm (19) rekonstruiert. Damit wurde die physikalische Ortsauflösung des MDCT von 0,25 mm in der

Ebene optimal genutzt. Eine wichtige Größe zur Kennzeichnung von Spiralaufnahmen ist der Pitch. Der Pitch ist definiert als der Tischvorschub pro Röhrendrehung auf die gesamte aktivierte Detektorbreite („Volumenpitch“).

Basierend auf den Ergebnissen des ersten Abschnitts, wurden Pitch, Rotationszeit, Stromstärke und Röhrenspannung bei einer Kollimation von 2 x 0,5 mm sowie einer Rekonstruktionsschichtdicke von 0,5 mm (axial) und 1,0 mm (koronar) variiert. Tabelle 2 fasst die verschiedenen Einstellungsparameter von Stromstärke, Röhrenspannung, Größenabstand (Volumen-Pitch) und Rotationszeit zusammen. Das gesamte Bildmaterial wurde in axialer und koronarer Ebene rekonstruiert und mit dem Hochauflösungskernel B70 erstellt. Die Strahlendosis wurde unter Verwendung des vom Hersteller bereitgestellten gewichteten CT-Dosis-Index (CTDI<sub>w</sub>) eingeschätzt (10).

#### 3.1.4 Multiplanare Rekonstruktionen (MPR)

Unter Zuhilfenahme des Os capitatum als zentrale Referenzstruktur, wurden auf Grundlage einer Datenreihe akquirierter 0,5 mm und 1mm breiter Schichten, aus einer Kollimation von 0,5 mm sowie 1,0 mm, 1,0 mm und 2,0 mm dicke koronare Schichten rekonstruiert (3,4,6). Alle CT-Bilder wurden mit dem hochauflösenden Kern B 70 (High-Resolution kernel B 70) und dem Weichgewebekern B20 (Soft-tissue kernel B 20) sowie einer Schichtüberlappung (Overlap) von 60% rekonstruiert. Für die multiplanaren Rekonstruktionen (MPR) wurden beide Kerns genutzt. Das hauptsächliche Ziel von multiplanaren Rekonstruktionen ist ein anschaulicheres anatomisches Abbild zu erhalten und Artefakte zu vermeiden.

## 3.2 MRT-Methodik

### 3.2.1 MRT-Sequenzen

Zur Veranschaulichung und Begriffserklärung werden häufig verwendete MRT- Sequenzen für Handgelenksuntersuchungen nachfolgend kurz erklärt. Für unsere MRT-Untersuchungen verwendeten wir die Sequenzen SE, turbo-STIR, GRE, FLASH, DESS und CISS (23). In die Bewertungen und in die Kappa-Biostatistik mit eingegangen sind die Sequenzen SE, DESS und CISS.

#### 3.2.1.1 Echozeit (TE)

Die Echozeit (TE) ist die gewählte Zeit zwischen dem eingestrahlten Hochfrequenzimpuls (HF-Impuls) und dem aus dem Patienten empfangenen Hochfrequenzsignal.

#### 3.2.1.2 Repetitionszeit (TR)

Mit der Repetitionszeit (TR) ist die Zeit gemeint, die zwischen zwei aufeinander folgenden HF-Impulsen liegt.

#### 3.2.1.3 Turbo Short Tau Inversion Recovery (turbo-STIR)

Die Turbo-Short-Tau-Inversion-Recovery (turbo-STIR) ist eine Sequenz, welche die unterschiedlichen Relaxationszeiten von Fett und Wasser zur Unterdrückung des Fettsignals in einem Bild nutzt.

#### 3.2.1.4 Spin-Echo (SE)

Die Spin-Echo ist eine Sequenz, bei der ein zusätzlicher  $180^\circ$ -Impuls nach der halben Echozeit (TE) eingestrahlt wird, um die präzedierenden Protonen zum Zeitpunkt TE zu

refokussieren. Dadurch wird das Signal maximal stark, und die durch Magnetfeldinhomogenitäten verursachten Artefakte werden reduziert.

### 3.2.1.5 Gradienten Recalled Echo (GRE)

Das Gradienten Echo ist eine Technik, die die Bildakquisitionszeit durch Weglassen des bei Spin Echo (SE) Sequenzen erforderlichen refokussierenden  $180^\circ$ -Impulses deutlich verkürzt. Jede Akquisition liefert eine einzelne Schicht. Bei den Gradienten Recalled Echo Sequenzen (GRE-Sequenzen) gibt es eine SSI-Gruppe (steady state incoherent), bei der nur für die longitudinale Magnetisierung ein Gleichgewichtszustand (steady state) angestrebt wird, und eine SSC-Gruppe (steady state coherent), bei der auch der Gleichgewichtszustand der transversalen Magnetisierung zum Signal beiträgt.

### 3.2.1.6 Fast Low Angle Shot (FLASH)

Die Fast low angle Shot Sequenz (FLASH), ist ein Gradienten Recalled Echo mit Kleinwinkelanregung. Um das Signal zu Rausch Verhältnis zu verbessern, wurden die nachfolgenden Steady State Gradientenechosequenzen entwickelt.

### 3.2.1.7 Dual Echo in Steady State (DESS)

Das Duale Echo in steady state (DESS) ist eine Doppel-GRE-Sequenz, bei der die Gradienten Recalled Echo- und Spin Echo Anteile separat gemessen und nachfolgend addiert werden.

### 3.2.1.8 Constructive Interference in Steady State (CISS)

Die Konstruktive Interferenz in steady state (CISS) sind zwei GRE-Sequenzen mit SE Anteil, deren Einzelsignale konstruktiv addiert werden.

### 3.2.2 MRT-Protokoll

An allen Handgelenken sind MRT-Untersuchungen mit SE, turbo-STIR, GRE, FLASH, DESS und CISS Sequenzen durchgeführt worden, um einen multimodalen Vergleich der Anatomie zu ermöglichen.

Das MRT-Gerät der Firma Siemens Magnetom Vision mit einer Stärke des Hauptmagnetfeldes von 1,5 Tesla wurde unter Anwendung einer Vier-Kanal-Phasen-Array Handgelenksspule mit einer Schichtdicke von 3 mm für alle 2D und 1,5 mm für alle 3D Sequenzen verwendet: Koronale Turbo-Short-Tau-Inversion Recovery (2D turbo-STIR); Koronales Spin Echo (2D SE); Gradienten Recalled Echo (GRE); Fast low angle Shot (2D FLASH) mit Fettsättigung; Axiales Dual Echo in the Steady State (3D DESS) mit Wasseranregung und Constructive Interference in the Steady State (3D CISS) (14,23).

### 3.3 Reader- und Bewertungsprotokoll

Alle Handgelenke wurden durch drei erfahrene Radiologen in unabhängigen Sitzungen bewertet. Zehn Handgelenke waren im Vorfeld zum Auswerte-Training und zur Illustration der Bewerteskalierung der anatomischen Handgelenksstrukturen verwendet worden. Die unabhängigen Readersitzungen wurden zwei Monate später durchgeführt. Für die gesamten Bildbeurteilungen wurden unter Verwendung von hochauflösenden Monitoren (260 Candela, Siemens, Erlangen, Deutschland) und einer Standard-PACS-Befundungs-Station am Bildschirm die Bewertungen vorgenommen. Wir nutzten 15 Bewertungskriterien und einen allgemeinen Punktwert, um sowohl die grobe Anatomie als auch die feinen anatomischen Detailstrukturen sowie den anatomischen Gesamteindruck und die technischen Artefakte zu evaluieren (Tabelle 3) (5,7,9,18).

Acht unterschiedliche Parameter wurden ausgewählt, um die grobe Karpalanatomie zu werten, weitere sieben Parameter fokussierten die feinen anatomischen Details. Ebenfalls

mitgezählt wurden, obwohl sie sich nicht auf die Parametereinstellungen bezogen, die technischen Artefakte und der anatomische Gesamteindruck. Die Einstellungen für die in der Ebene liegende x/y Koordinate (original akquiriertes Bild) und für die, entlang des Tischvorschubs liegende z-Koordinate (Rekonstruktion) wurden jeweils separat vorgenommen.

Zur leichteren Identifikation der Handgelenksanatomie, waren zeitgleich die MRT Untersuchungen von den dreißig Handgelenken auf der PACS-Befundungs-Arbeitsstation verfügbar. Die Handgelenke waren den in zufälliger Reihenfolge ausgewählten Bewertern in einzelnen Sitzungen präsentiert worden. Die Reader waren bezüglich aller Akquisitionsparameter geblindet.

Alle Untersuchungen wurden in der gleichen Sitzung vergleichend bewertet. Eine fünf Punkte umfassende Ordinalskala wurde hierfür verwendet, bei der eine Punktebewertung von 1, ein unzureichendes Erkennen der anatomischen Strukturen, eine Bewertung von 2, eine wahrscheinliche Identifizierung der anatomischen Strukturen repräsentierte und damit keine diagnostische Bildqualität lieferte. Die Skalierungen 3 und 4 erbrachten eine ausreichende Bildqualität und eine gute anatomische Darstellung sowie mit 5 die optimal und beste anatomische Präsentation. Die Bewertungen 3-5 erbrachten eine diagnostische Bildqualität und waren somit ein geeignetes Kriterium zur potentiellen Befundbeurteilung (Tabelle 3a).

Die Bewertung fokussierte die makroskopische anatomische Abgrenzung der knöchernen Strukturen und zusätzlich die feinen anatomischen Einzelheiten der Karpalknochen (15,23). Eine Auswertung des Weichteilgewebes wurde wegen kleiner Lufteinschlüsse bei einer Teilmenge der anatomischen Präparate im Weichteilgewebe nicht fortgeführt, da diese in vivo nicht vorhanden und damit eine falsch positive Verschiebung der Auswertung bedingen und das MDCT zu gut darstellen würden. Bekannter Weise auch wegen der Überlegenheit der Magnetresonanztomographie zur Computertomographie.



Um die koronaren Rekonstruktionen besser beurteilen zu können, wurde der spongiöse und der kortikale Knochen in der Ebene entlang der x/y- Richtung und entlang des Tischvorschubs in z-Richtung bewertet. Den Betrachtern waren Standard-Knochen Fenster eines Zentrums von 200 Hounsfield Einheiten (HU) mit einer Breite von 2000 HU (C200/W2000) und einem Zentrum von 400 HU mit einer Breite von 4000 HU (C400/W4000) empfohlen worden, die Fenster- (Window) und Vergrößerungsfunktionen (Zoom) waren während der Readersitzungen jederzeit verfügbar und anwendbar.

### 3.4 Biostatistik

Zur Verdeutlichung der bildlichen Beurteilbarkeit wurden die Mittelwerte der Bewertungspunkte der Reader für die jeweiligen CT-Protokolle mit einem Pitch von 1,5, einer Röhrenstromspannung von 120 kV, einer Röhrenstromstärke von 130 mAs, sowie einer Rotationszeit von 1,0 Sekunden, einschließlich der MRT-Protokolle SE, 3D DESS und 3D CISS, graphisch in Säulendiagrammen (Diagramme 1-13) wiedergegeben.

Alle Daten wurden auf ihre Normalverteilung getestet. Um die Zuverlässigkeit der Betrachter einzuschätzen, waren Shrout-Fleiss-Intrakorrelationskoeffizienten (22) (Tabelle 7) ausschließlich für die CT-Bildgebung verwendet worden. Der Shrout-Fleiss Test prüft die Evaluation der diagnostischen Bildqualität und fasst die Präsentation einzelner Kriterien durch die Auswerter zusammen. Ein hoher Wert des Testes ist gleichzusetzen mit einer hohen diagnostischen Bildqualität.

Die Übereinstimmung bzw. Konkordanz zwischen den Beobachtern wurde über die Kappa Statistik berechnet und getestet. Der Kappa-Koeffizient gibt Auskunft darüber, wie gut die Beurteiler über die zufällige Übereinstimmung hinaus in ihrem Urteil übereinstimmen. Kappa-Werte von über 0,80 gelten als Maß einer exzellenten Übereinstimmung, Werte über 0,61 – 0,80 sind als gute, Bewertungen von 0,21 – 0,40 bzw. 0,41 – 0,60 sind als schwache

bis mittelmäßige Übereinstimmungen zwischen den Beurteilern zu werten. Auch die statistische Auswertung der MRT-Daten erfolgte mit der Kappa Biostatistik.

Die groben und feinen anatomischen Einzelheiten (Tabelle 3) wurden separat zusammengefasst und entsprechend in Rangstufen aller CT-Bewertungsserien und als Median dargestellt (Tabelle 7). Ein Direktvergleich, MRT versus CT, bezüglich der Weichteildiagnostik konnte nicht stattfinden, weil eine zu gute Beurteilung der Weichteile aufgrund der bereits genannten Lufteinschlüsse getroffen und damit verfälscht worden wäre und somit die in vivo durchgeführte CT-Diagnostik falsch positive bzw. unrealistische Ergebnisse geliefert hätte.

Die durchschnittlichen Punktebewertungen für Akquisitionen und Rekonstruktionen, Pitch, Rotationszeit, Röhrenspannung (kV), sowie Stromstärke (mAs) wurden, um die Konfidenzintervalle von Median, den Quartilen und 1,5 Interquartilrängen graphisch zu illustrieren, summiert und als Box und Whiskerplots in Abbildung 1 präsentiert. Die gesamte statistische Analyse wurde unter Verwendung des SAS Statistik Programm Version 8.2 (21) aufgeführt und alle Resultate mit einem 5% Signifikanzlevel getestet.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Akquisitions- und Rekonstruktionsschichtdicken

Die Kappakorrelationskoeffizienten für die Übereinstimmung zwischen den Readern waren für die ersten Bewertungssitzungen, die insbesondere Akquisitionsschichtdicken und Rekonstruktionsschichtdicken (Tabelle 7) fokussierten, sehr hoch und variierten etwas zwischen den verfügbaren zu setzenden fünf Parametern. Es gab im Kruskal-Wallis-Test keine signifikanten Unterschiede zwischen den Beobachtern. Die Zuverlässigkeit der Betrachter war gemäß dem Shrout-Fleiss-Test sehr ähnlich, sie zeigten die hohe Konfidenz der Beobachter in der Identifizierung der anatomischen Strukturen.

Die durchschnittlichen Beurteilungen waren für 0,5 mm Akquisitionen, 0,5 sowie 1,0 mm Rekonstruktionen besser bzw. höher und im diagnostischen Bereich (Abbildung 1a). Rekonstruktionen, die auf 1,0 mm Akquisitionen basierten, wurden häufiger in den diagnostischen Wertigkeitsbereich aufgenommen, wenn 1,0 mm Schichtdicken rekonstruiert wurden oder waren vorwiegend unterhalb der diagnostischen Qualität wenn 2,0 mm Schichtdicken rekonstruiert worden waren. Es gab in Bezug auf 0,5 mm Akquisitionen keinen signifikanten Unterschied zwischen 0,5 und 1,0 mm Rekonstruktionen.

Der CT Dosis Index lag bei unseren Untersuchungen bei einer Schichtdicke von 2 x 0,5 mm in einer Größenordnung von 26 mGray und bei einer Schichtdicke von 4 x 1 mm in einer Größenordnung von 15 mGray. Dies bedeutet eine Strahlenreduzierung von 58% von 0,5 mm zu 1 mm Schichtdicke.

## 4.2 Rotationszeit und Volume Pitch

Eine bessere Übereinstimmung und eine bessere Konfidenz zwischen den Readern waren für die Rotationszeit von 0,75 und 1,0 Sekunden gegeben, gemäß den Kruskal-Wallis-Tests gab es aber eine Unstimmigkeit innerhalb der Beobachter für eine Rotationszeit von 0,5 Sekunden ( $p=0,01$ ). Die durchschnittlichen Einschätzungen für die Rotationszeit von 0,5 Sekunden waren ebenfalls geringer, dennoch waren alle Bewertungen im Spielraum der noch diagnostischen Bildqualität (Abb. 1b). Die niedrigeren Skalierungsbeurteilungen waren speziell im kleinen anatomischen Detail und aufgrund von winzigen Stufenartefakten verursacht und der Einfluss der Rotationszeit auf die diagnostische Bildqualität war eher gering. In der Bewertung des Größenabstands (Volume Pitch) waren die Übereinstimmungen und die Konfidenz der Beobachter ebenfalls sehr ähnlich.

Die durchschnittlichen Bewertungen waren für einen Pitch von 1,5, verglichen zu einem Pitch von 1,0 oder 1,3, geringer und noch im diagnostischem Bereich, wohingegen ein Pitch von

2,0 bereits eine relevant geringere Bildqualität aufwies, verglichen mit dem Pitch von 1,5 oder kleiner (Abbildung 1c). Die Readerübereinstimmung war sehr gut für einen Pitch von 1,0 bis 1,5, bei einem Pitch von 2,0 war die Bildqualität signifikant schlechter (Kruskal-Wallis-Test  $p < 0,01$ ).

#### 4.3 Röhrenstromspannung und Röhrenstromstärke

Für die gesamte getestete Röhrenstromspannung und für eine Röhrenstromstärke von 100 mAs und mehr waren die Übereinstimmungen und die Konfidenz zwischen den Readern sehr gut (Tabelle 7). Eine Röhrenspannung von 80 kV erhielt insgesamt eine höhere durchschnittliche Wertung als Röhrenspannungen von 120 oder 140 kV. Insbesondere erzielte eine Röhrenspannung von 80 kV eine Kontrastverbesserung der Spongiosa. Jedoch erhielten alle drei Röhrenspannungen sehr ähnliche Bewertungen (Abbildung 1d). Wegen des hohen Rauschens erhielt die Röhrenstromstärke von 80mAs geringere Punktwerte, aber alle Beurteilungen waren noch innerhalb der diagnostischen Bildqualität (Abbildung 1e), obwohl die Diskrepanz der Betrachter im Kruskal-Wallis-Test signifikant war ( $p=0,01$ ). Die Strahlendosisersparung ist beachtlich, wenn man statt der 120 kV oder 140 kV Röhrenspannung 80 kV Röhrenspannung wählt: Der gewichtete CT-Dosis Index (CTDI<sub>w</sub>) fällt bei Reduzierung der Röhrenspannung von 120 kV auf 80 kV hierbei auf 66%, von 140 kV auf 80 kV Röhrenspannung ist die Strahlendosisersparung noch größer: hier beträgt sie 77% .

#### 4.4 MRT-Sequenzen SE, DESS und CISS

Die Kappakorrelationskoeffizienten für die Übereinstimmung zwischen den Readern waren für die SE-Sequenz durchschnittlich am geringsten und mittelmäßig bewertet worden, für DESS und CISS fanden sich hohe und sehr gute Bewertungen (Tabelle 7). Ein Shrout-Fleiss

Reliabilitätstest für die grobe Anatomie und für die anatomischen Details wurde wegen nicht vorhandener größerer Abweichungen bezüglich der Referenzliteratur (23) nicht mit aufgenommen, ebenso wurde kein Kruskal-Wallis-Test erhoben.

#### 4.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die feinen anatomischen Details repräsentieren sich, basierend auf 2 x 0,5 mm Akquisitionen, in 0,5 mm und 1,0 mm Rekonstruktionen am Besten. Die großen anatomischen Details sind auch bei 1,0 mm Akquisitionen gut präsentiert.

Im Vergleich zu einer Schichtdicke von 0,5 mm hat man bei einer Schichtdicke von 1 mm eine Strahlendosisreduzierung von 58%.

Bei einer Rotationszeit von 0,75 Sekunden resultieren häufiger Artefakte.

Artefakte waren mit einem Pitch von 1,5 oder weniger noch tolerierbar.

Eine signifikante Dosisreduzierung von 66% und 77% kann mit 80 kV (Reduzierung von 120 bzw. 140 kV) und 100 mAs erreicht werden, jedoch ist die Verminderung der Strahlendosis mit einer höheren Rauschintensität vergesellschaftet. Diese geht aber ohne einen signifikanten Verlust in der anatomischen knöchernen Detaildarstellung einher.

### 5. Diskussion

#### 5.1 Anatomische Darstellung

Die grobe Anatomie ist am Einzel-Detektor Computertomographiegerät bei dem Gebrauch einer Akquisitions- und Rekonstruktionsschichtdicke von 1,0 mm auf der Basis einer Kollimation von 4 x 1,0 mm bereits gut und hinreichend präsentiert, feine mikroskopische anatomische Details kommen bei Anwendung eines Multi-Detektor-CT besser zur Darstellung und können so die Beurteilung und Bewertung einzelner Strukturen vereinfachen.

Um kleine anatomische Strukturen und Einzelheiten am Besten darzustellen, sollte man eine

Akquisitionsschichtdicke von 0,5 mm anwenden. Ein Maximum an anatomischer Information erhält man mit 0,5 mm dünnen Rekonstruktionen und einem Overlap von 60%. Diese weisen jedoch ein bemerkenswertes Rauschen auf, wenn dosisreduzierende Scan Parameter benutzt werden. Dieses Bilderrauschen betrifft hauptsächlich das Bindegewebe und verschlechtert nicht die Knochendarstellung bzw. verringert nicht den diagnostischen Qualitätslevel bei der Beurteilung der ossären Strukturen. Da aktuelle Untersuchungen am Handgelenk gewöhnlicher Weise zur besseren Darstellung des Weichteilgewebes eine MRT Untersuchung mit einbeziehen, ist das Rauschen in der Weichteilgewebisdarstellung bei den Mehrschicht-CT-Aufnahmen und den Bilddarstellungen von geringerer Relevanz. Falls eine Rekonstruktionsschichtdicke von 1,0 mm angewendet wird, stört das Bilderrauschen nicht weiter. Ebenfalls wird ein Weichteilkern nach unserer Ansicht nicht weiter nötig sein und sollte nur angewendet werden, wenn rekonstruierte 3D-Präsentationen beabsichtigt sind.

Um die Anzahl der Bilder zu begrenzen und die Wirksamkeit der Auswertung zu steigern, empfehlen wir zu Beginn eine schnelle gebündelte Durchsicht von 1,0 mm dicken koronaren Rekonstruktionen, danach einen Durchlauf der 0,5 mm dicken axialen Rekonstruktionen und schließlich gegebenenfalls eine gesonderte Sichtung der gefundenen Pathologien anhand weiterer Rekonstruktionen.

## 5.2 Potential zur Strahlendosisreduzierung

Das Handgelenk repräsentiert eine Struktur mit hoher Kontrastauflösung und einem großem Strahlendosisreduktionspotential. Die Minderung der Röhrenstromspannung vergrößert die Knochenabschwächung, dadurch wird die Spongiosapäsentation verbessert. In dieser Studie beobachteten wir eine geringe Verbesserung des Knochenkontrastes bei einer Senkung der Röhrenspannung von 120 auf 80 kV, die Knochenstruktur präsentierte sich als nahezu dieselbe. Aus erster Sicht ist der höhere Knochenkontrast bei 80 kV im Vergleich zu 120 kV

potentiell weniger ausschlaggebend und am Handgelenk von geringerer Wichtigkeit. Diese Untersuchungstechnik mit weniger kV-Spannungspotential erlaubt jedoch eine starke Dosisreduzierung, ohne das Signal-Rausch Verhältnis wesentlich zu beanspruchen. In unserer Arbeit ergab sich keine nennenswerte Verbesserung der Bildqualität, wenn die Röhrenspannung von 120 kV auf 140 kV erhöht wurde. Die Verminderung der Röhrenspannung auf 80 kV jedoch, erlaubte einen geringen Anstieg des Bildkontrastes und ist offensichtlich, wenn ein breiteres Darstellungsfenster eingeblendet wird. Die Kontrastdifferenzierung im spongiösen Knochen ist weich bzw. gleichmäßig, der kortikale Knochen ist gut präsentiert (Abb. 4). Für manch erfahrenen Radiologen ändert sich anfangs der bildliche Eindruck und wirkt gewöhnungsbedürftig, aber es dauert nur kurze Zeit, bis man sich adaptiert.

Eine, in gleicher Größenordnung, verringerte Röhrenspannung erzielt eine höhere Dosisreduzierung als eine Minderung der Röhrenstromstärke (11,13). Wie vorher angemerkt, sollten diese Potentiale genutzt werden, um eine Strahlendosisreduzierung zu erzielen, auch wenn ein teilweiser Ausgleich durch einen Anstieg der Röhrenstromstärke bei einigen Patienten notwendig sein könnte (8,17).

Wenn die Röhrenstromstärke auf 100 mAs verringert wird, erhöht sich das Bilderrauschen hauptsächlich im periartikulärem Weichteilgewebe. Die kleinen anatomischen Auswertekriterien werden laut unserer drei Bewerter noch mit einer diagnostischen Qualität dargestellt.

Eine Röhrenstromstärke von 80 mAs wurde im Vergleich viel geringer eingestuft, ein Hinweis, dass das ansteigende Rauschen einen Grenzbereich erreichte und die Bildqualität auf ein Niveau verschlechterte, der für die Auswertung nicht akzeptabel war. Daher schlagen wir, ohne dass es zu einem nennenswerten Verlust der Bildqualität kommt, eine maximale Verringerung der Röhrenstromstärke auf 100 mAs vor. Dies kann natürlich nur angewendet werden, wenn das Handgelenk „kranial zum Kopf“ und nicht seitlich zum Körper liegt. Die

Verwendung einer geringen Röhrenspannung von 80 kV, verbunden mit einer Stromstärke von 100 mAs erlaubt eine Strahlendosisverringering ohne Verlust der diagnostischen Bildqualität. Wir empfehlen daher, die geringere Röhrenspannung in allen Handgelenksprotokollen einzuführen und bei einer erhöhten Strahlenabschwächung, z.B. durch einen Gipsverband, die Abschwächung durch eine Erhöhung der Stromstärke und nicht der Röhrenspannung auszugleichen. Eine kürzere Rotationszeit verringert die Strahlendosis in einem fast linearen Verlauf. Es besteht kaum ein Unterschied zwischen einer Rotationszeit von 0,75 Sekunden und 1,0 Sekunden, kleine Stufenartefakte aber verschlechtern die Bildqualität beim Gebrauch einer Rotationszeit von 0,5 Sekunden. Folglich ist eine Rotationszeit von 0,75 Sekunden der beste Kompromiss für eine gute Bildqualität und eine optimale Strahlendosis. Ein Größenabstand (Volume Pitch) von 1,5 hat das beste Potential für die Einstellung von Single-Detektor-Scannern. Wir testeten eine breite Auswahl verschiedener Abstände (Pitch), um herauszufinden, ob ein Multi-Detektor-Scanner frühere Beobachtungen verändert. Falls eine Untersuchung für kleine anatomische Details erforderlich ist und die Rekonstruktion 0,5 mm sein sollte, verringert ein kleinerer Pitch von 1,3 die Stufenartefakte in einer Patiententeilgruppe. Wenn eine Rekonstruktionsschichtdicke von 1,0 mm angewendet wird, macht ein Pitch kleiner als 1,5 keinen großen Sinn, nur dass die Auswerter den Unterschied dünnerer Rekonstruktionsschichtdicken sehen können. Neuere Scannersoftware gleicht automatisch den Röhrenstrom mit dem Pitch ab, um sowohl Bilderrauschen und Strahlendosis, bei Änderung des Pitch, für den Patienten konstant zu halten. Der automatische Ausgleich der gesetzten Parameter erleichtert die Systemanwendung, allerdings sind dennoch eine Rotationszeit von 0,75 Sekunden oder mehr und ein Pitch von 1,5 oder weniger die sinnvollen Parametereinstellungen



### 5.3 Einschränkungen

Anatomische Exemplare schwächen die Strahlung weniger ab, als Handgelenke in vivo, weil ihnen im unterschiedlichem Ausmaß Weichteilgewebe fehlt und deshalb weniger Gewebeflüssigkeit enthalten ist. Bei Scannerrouinedurchläufen für in vivo Handgelenke müssten wahrscheinlich etwas höhere Parametereinstellungen genutzt werden.

In allen Protokollen dauerte die Bildakquisition weniger als 90 Sekunden. Bewegungsartefakte fehlen bei anatomischen Präparaten völlig und sind bei in vivo Handgelenken auch eher unproblematisch. Obendrein unterstellt unsere Studie, dass der Patient allein mit dem Handgelenk in die Gantry gebracht werden kann. Dies ist technisch nur möglich, wenn der Patient den Arm über den Kopf anhebt. Wenn das Handgelenk aus Gründen des Patientenkomforts an die Körperseite platziert werden muss, muss die abgeschwächte Strahlung, verursacht durch die Absorption des Körpers, ausgeglichen werden.

In unserer Studie fokussierten wir die anatomische Darstellung auf die Karpalknochen, aber wir konnten mit unserer Protokolltestung an anatomischen Präparaten sehr kleine Pathologien nicht ausreichend bemessen. Stattdessen waren kleine anatomische Details, wie nutritive Kanäle und degenerative Ganglien in unser Blickfeld gerückt. Wir postulieren, dass kleine ossäre Pathologien eine ähnlich kleine Dimension haben wie die kleinen anatomischen Details. Dies muss jedoch erst noch gezeigt. Wir ermutigen zukünftige Studien dazu, sehr kleine und in Standardprojektionen okkulte Knochenpathologien zu untersuchen und zu fokussieren.

## 6. Zusammenfassung

Die Handgelenksanatomie kommt am besten zur Darstellung, wenn eine Akquisitionsschichtdicke von 0,5 mm aus einer Kollimation von 2 x 0,5 mm verwendet wird.

Die winzigen anatomischen Strukturen werden am deutlichsten mit einer rekonstruierten Schichtdicke von 0,5 mm dargestellt, aber auch 1,0 mm dicke rekonstruierte Schichten sind in den meisten Fällen annehmbar.

Ein Pitch von 1,5 und eine Rotationszeit von 0,75 Sekunden oder mehr, weisen den besten Kompromiss zwischen Strahlenexposition und Bildqualität auf. Die Möglichkeit zur Strahlendosisreduktion ist gegeben, wenn eine niedrige Röhrenspannung von 80 kV verwendet wird, gleichzeitig erzielt man hiermit zugleich eine geringe Verbesserung des Knochenkontrastes. Schlussfolgernd erlaubt die Multi-Detector-Computertomographie eine signifikante Dosisreduzierung.

Um das Bilderrauschen herabzusetzen, schlagen wir vor, die Röhrenstromstärke anzuheben und die Einstellung der Röhrenspannung unverändert zu lassen. Automatische Anpassungen des Röhrenstroms durch die Scanner-Software können getrost akzeptiert werden. Selbst bei einer relativ kleinen Spannung von 80 kV genügt eine Röhrenstromstärke von 100 mAs, wenn das Handgelenk „kranial zum Kopf“ positioniert werden kann.

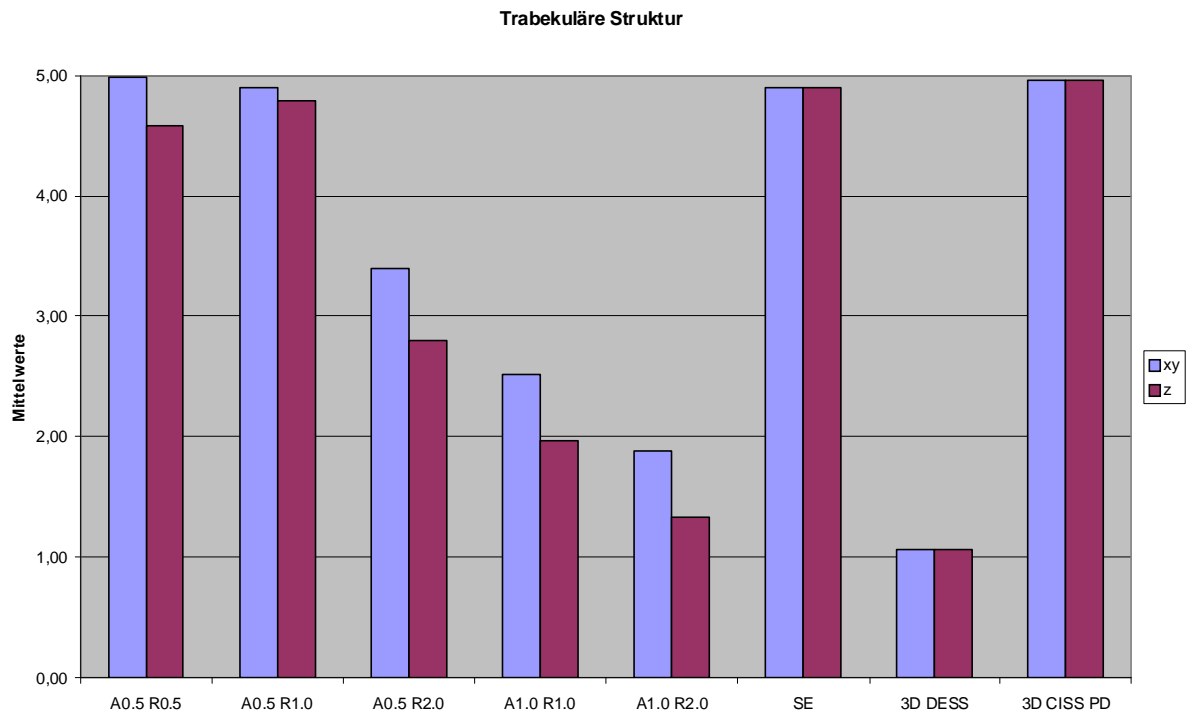
## 7. Diagramme und Tabellen

### 7.1 Diagramme

Die Einstellungen für die in der Ebene liegende x/y Koordinate (original akquiriertes Bild) und für die entlang des Tischvorschubs liegende z-Koordinate (Rekonstruktion) wurden jeweils separat vorgenommen. Aus akquirierten 0,5 mm breiten Schichten wurden 0,5 mm sowie 1,0 mm Kollimationen vorgenommen und daraus 1,0 mm und 2,0 mm dicke koronare Schichten rekonstruiert (3,4,6).

Eine Ordinalskala von 1 – 5 wurde verwendet und in Säulendiagrammen wiedergegeben. Eine Punktebewertung von 1 bedeutet ein unzureichendes Erkennen der anatomischen Strukturen, eine Bewertung von 2, eine wahrscheinliche Identifizierung der anatomischen Strukturen. Die Punktebewertung 1 und 2 liefern keine diagnostische Bildqualität. Die Skalierungen 3 und 4 zeigen eine ausreichende Bildqualität und eine gute anatomische Darstellung sowie die Skalierung 5 die optimale und beste anatomische Präsentation. Die Bewertungen 3-5 sind hinsichtlich der Bildqualität diagnostisch bedeutsam und sind ein geeignetes Kriterium zur Befundbeurteilung (Tabelle 3a).

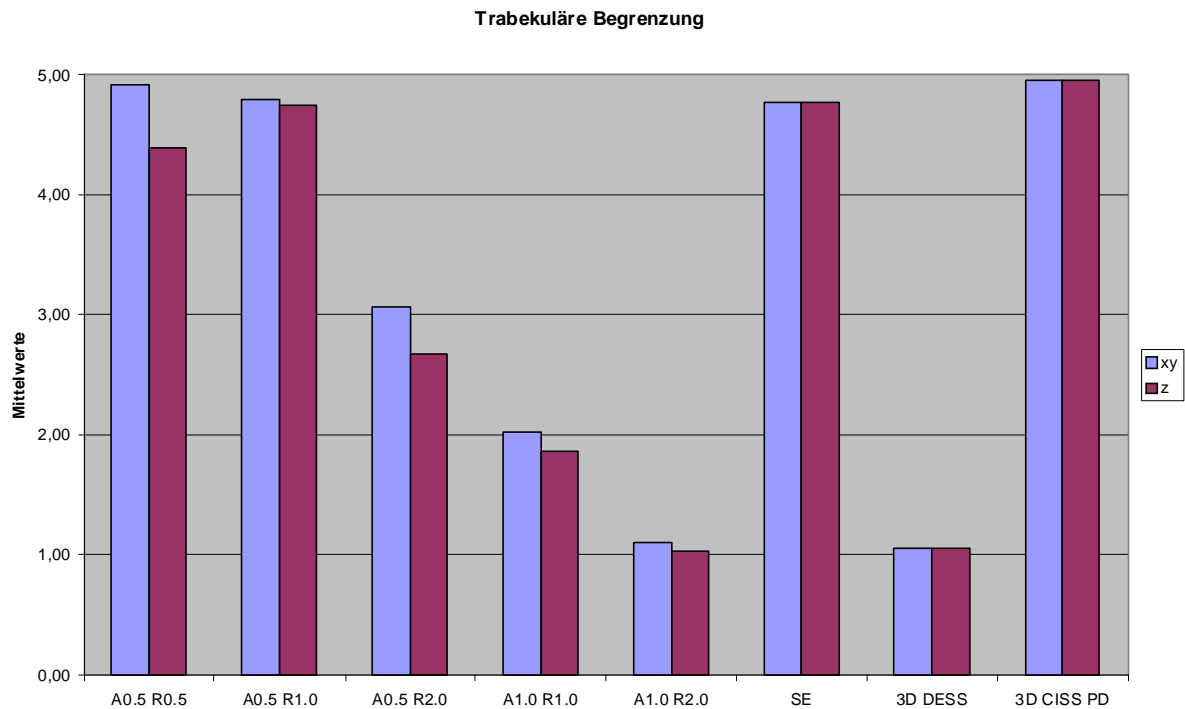
### 7.1.1. Diagramm 1: Trabekuläre Struktur



**Diagramm 1: Auswertung der Bildqualität (Mittelwerte) von CT- und MRT Protokollen für die trabekuläre Struktur x, y, z (Mittelwerte; A = Akquisition, R = Rekonstruktion)**

Für die trabekuläre Struktur in der x-, y- und z-Achse sind die Ergebnisse der Reader für die Bildauswertung der Computertomographie A0,5 x R0,5 und A0,5 x R1,0 mm annähernd gleich 5 und damit die beste Bildqualität und Beurteilbarkeit. Zu ähnlichen Mittelwertberechnungen kamen die Beurteiler bei der Auswertung für SE und 3D CISS der Magnetresonanztomographie (x, y und z). Auch hier wurden annähernd die maximalen Punktzahlen erreicht. Weniger gut bzw. unzureichend wurden A1,0 R2,0 mm (x, y < 2,0, z < 1,50) bei der CT Auswertung und 3D DESS bei der MRT (etwa 1,0) bewertet.

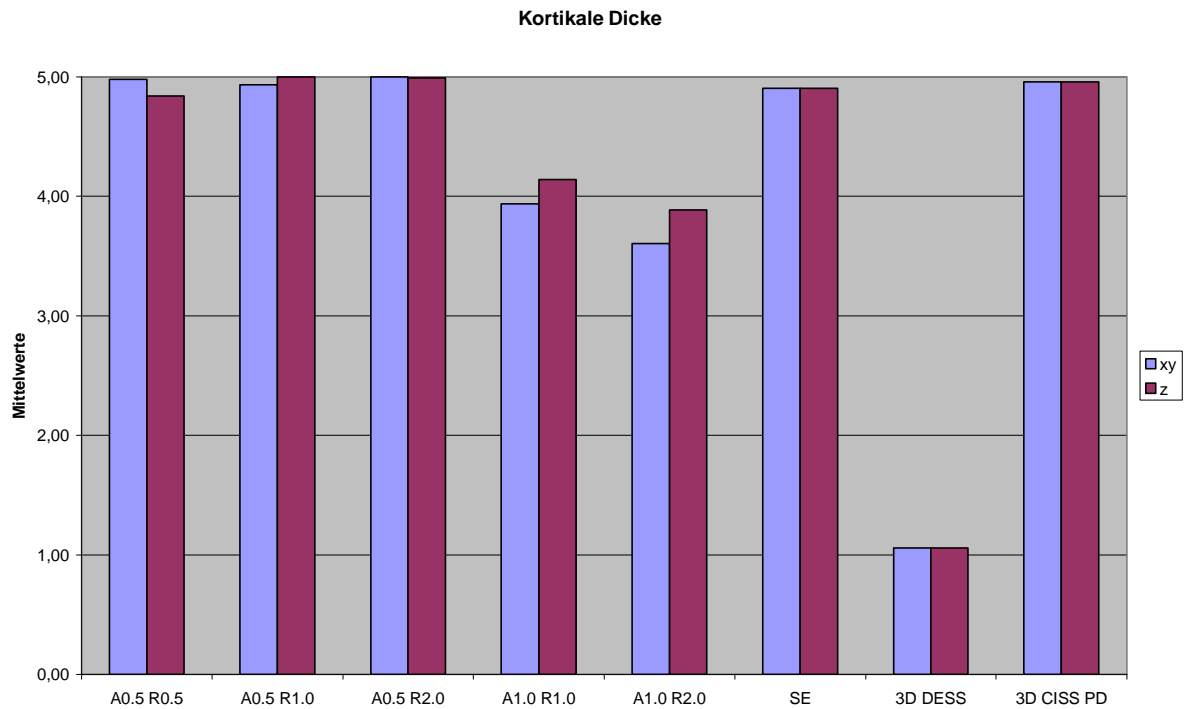
## 7.1.2 Diagramm 2: Trabekuläre Begrenzung



**Diagramm 2: Auswertung der Bildqualität (Mittelwerte) von CT- und MRT Protokollen für die trabekuläre Begrenzung x, y, z (Mittelwerte; A = Akquisition, R = Rekonstruktion)**

Die trabekuläre Begrenzung war am besten in den Schichtdicken und Rekonstruktionen für A0,5 x R0,5 mm und A0,5 x R1,0 mm (für x, y, z) für die CT und SE und 3D CISS bei der MRT bewertet worden (alle annähernd 5 als bestes Ergebnis). Auch hier liegen die ungünstigen Bewertungen für A1,0 x R2,0 mm (ca. 1,0 für x, y und z) und DESS (jeweils ca. 1 im Mittelwert).

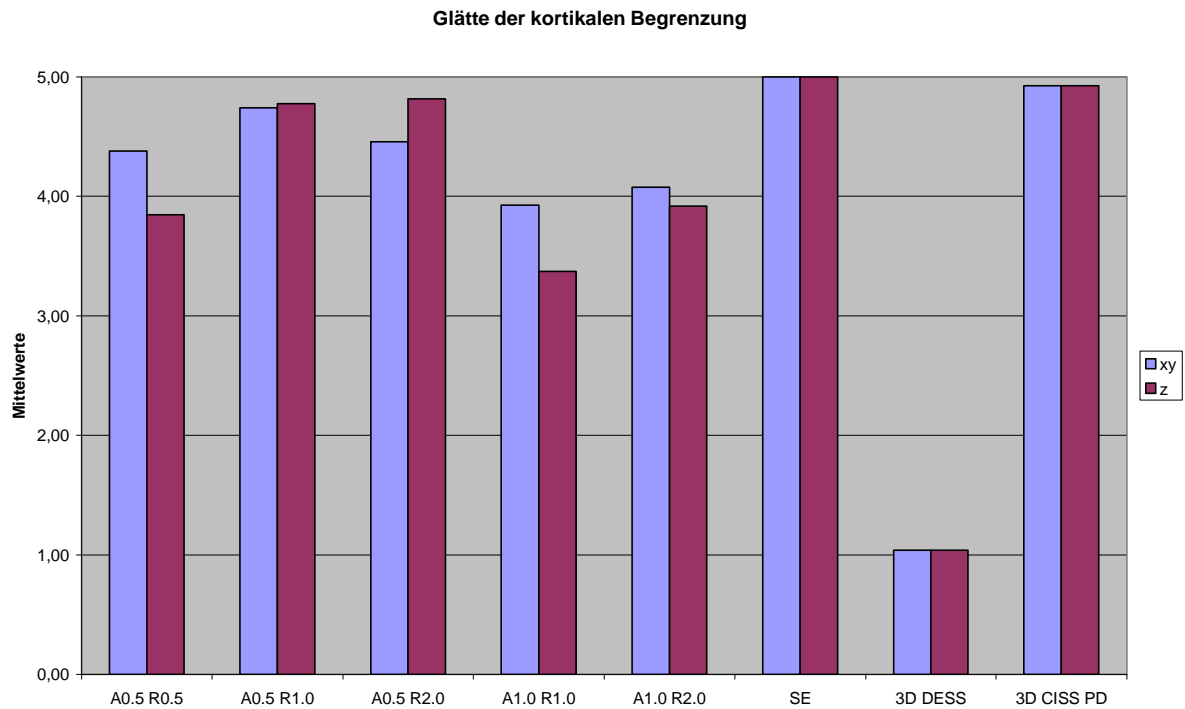
### 7.1.3 Diagramm 3: Kortikale Dicke



**Diagramm 3: Auswertung der Bildqualität (Mittelwerte) von CT- und MRT Protokollen für die kortikale Dicke x, y, z (Mittelwerte; A = Akquisition, R = Rekonstruktion)**

Optimale Bewertungen erhielt die kortikale Dicke in den Akquisitionen und Rekonstruktionen für A0,5 x R0,5 mm, A0,5 x R1,0 mm A0,5 x R2,0 mm (annähernd 5 für x, y, z). Gute Beurteilungen bekamen die Protokolle A1,0 x R1,0 mm und A1,0 x R2,0 mm ab (Mittelwert um 4). Für die Protokollbewertungen der MRT waren SE und 3D CISS wieder annähernd mit 5 und damit optimal gewertet worden, das MRT-Protokoll DESS schnitt unzureichend ab und bekam einen mittleren Punktwert von ca. 1,0.

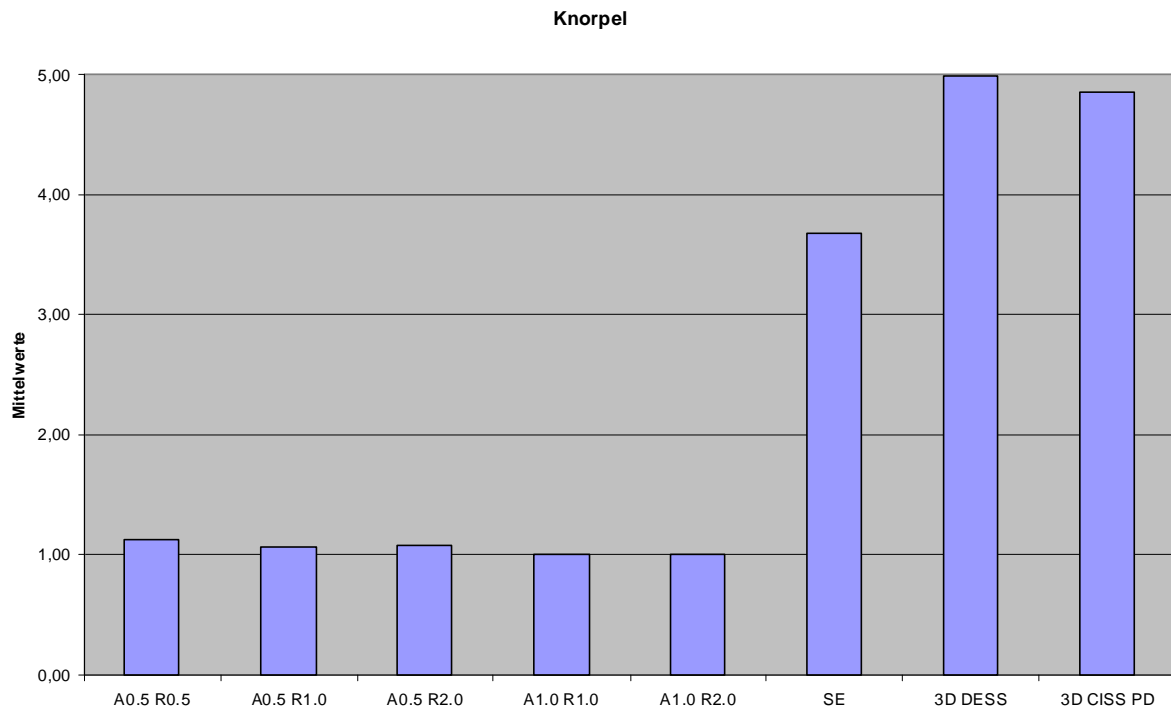
## 7.1.4 Diagramm 4: Glätte der kortikalen Begrenzung



**Diagramm 4: Auswertung der Bildqualität (Mittelwerte) von CT- und MRT Protokollen für die Glätte der kortikalen Begrenzung x, y, z (Mittelwerte; A = Akquisition, R = Rekonstruktion)**

Die Glätte der kortikalen Begrenzung x, y, z für die Bildbeurteilung der diversen CT-Protokolle waren für alle Akquisitionen und Rekonstruktionen zwischen ausreichender Bildbeurteilung und optimal zu bewerten (zwischen 4 und 5 für x y, z, einen Punktwert um 3,25 für A1,0 x R1,0 mm). Außerordentlich gut schneiden auch die MRT Protokolle SE und CISS ab, DESS dagegen erhält wiederholt einen insuffizienten und ungenügenden Punktwert um 1.

### 7.1.5 Diagramm 5: Knorpel

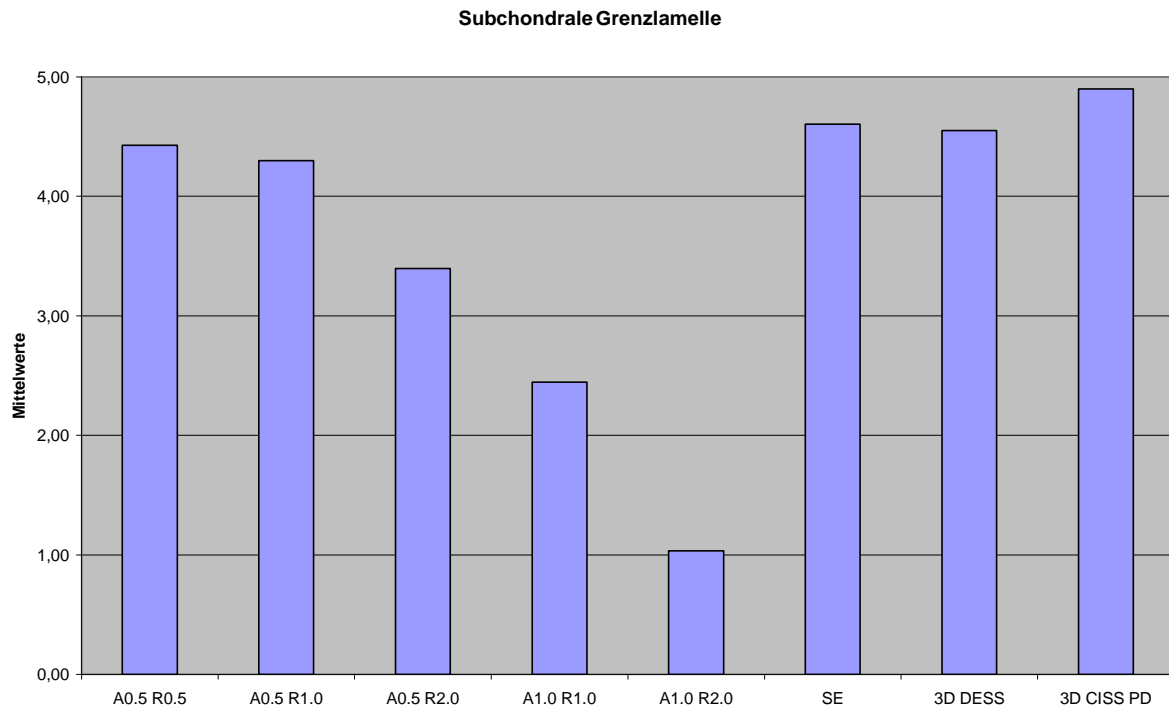


**Diagramm 5: Auswertung der Bildqualität (Mittelwerte) von CT- und MRT Protokollen für den Knorpel (Mittelwerte; A = Akquisition, R = Rekonstruktion)**

Nicht erstaunlich ist die Bewertung für den Knorpel in der Bildbeurteilung der Computertomographie (nur xy-Ausrichtung). Die Punkteskala zeigt eine schlechte Wertung und Differenzierung und damit einen Wert um 1. Bei der MRT schneidet das DESS Protokoll am besten ab und erhält einen Wert um 5, auch 3D CISS liegt über dem Wert von 4,5 und damit innerhalb von guter und optimaler Bildqualität. Schlechter, aber insgesamt noch mit ausreichender Bildqualität ist die Bewertung für SE.



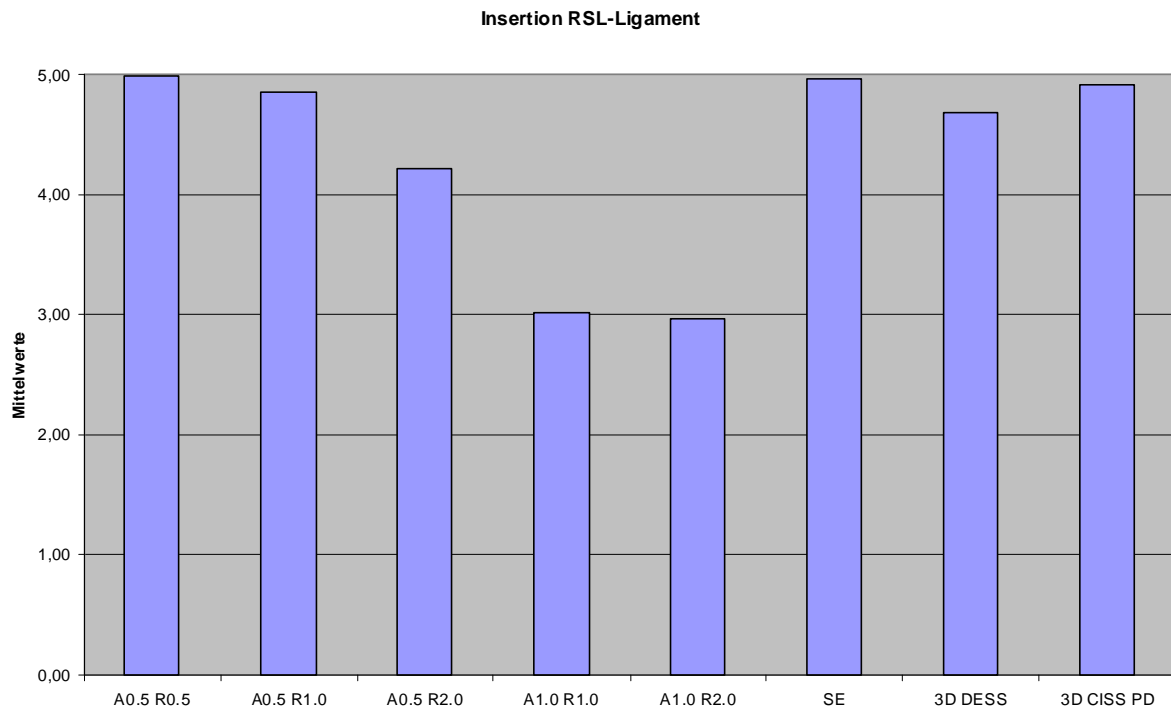
## 7.1.6 Diagramm 6: Subchondrale Grenzlamelle



**Diagramm 6** Auswertung der Bildqualität (Mittelwerte) von CT- und MRT Protokollen für die subchondrale Grenzlamelle (Mittelwerte; A = Akquisition, R = Rekonstruktion)

Beim Übergang zur subchondralen Grenzlamelle war die Bewertung für A0,5 x R0,5 mm sowie A0,5 x R1,0 mm annähernd vergleichbar zur Punktwertung für die drei durchgeführten MRT Protokolle, die Bewertungen lagen alle über den Mittelwert von 4 und sind damit als sehr gut bis optimal einzustufen. Das Protokoll A0,5 x R2,0 mm lag zwischen einem mittleren Punktwert von 3 und 4 und bezog eine noch ausreichend bis gute Bildwertung. Weniger gut bzw. insuffizient in der Beurteilung waren die CT-Protokolle A1,0 x R 1,0 mm und A1,0 x R 2,0 mm.

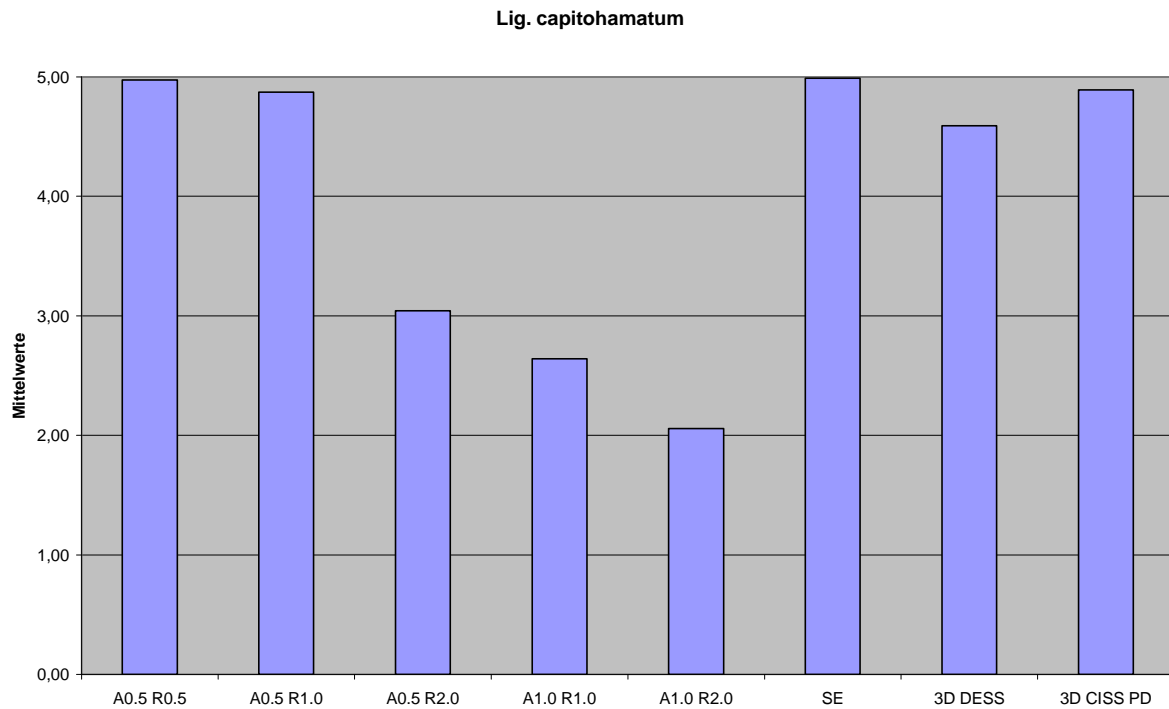
### 7.1.7 Diagramm 7: Insertion des RSL-Ligaments



**Diagramm 7: Auswertung der Bildqualität (Mittelwerte) von CT- und MRT Protokollen für die Insertion des RSL-Ligaments (Mittelwerte; A = Akquisition, R = Rekonstruktion)**

Bei der Insertion des Radio-Scapho-Lunären-Ligaments (RSL-Ligament) am Radius, waren die Protokolle für A0,5 x R0,5 mm sowie A0,5 x R1,0 mm vergleichbar mit den MRT Bildgebungen SE, 3D DESS und CISS und erhielten Punktemittelwerte über 4,5 und damit bezüglich des Kriteriums eine optimale Bildqualität.

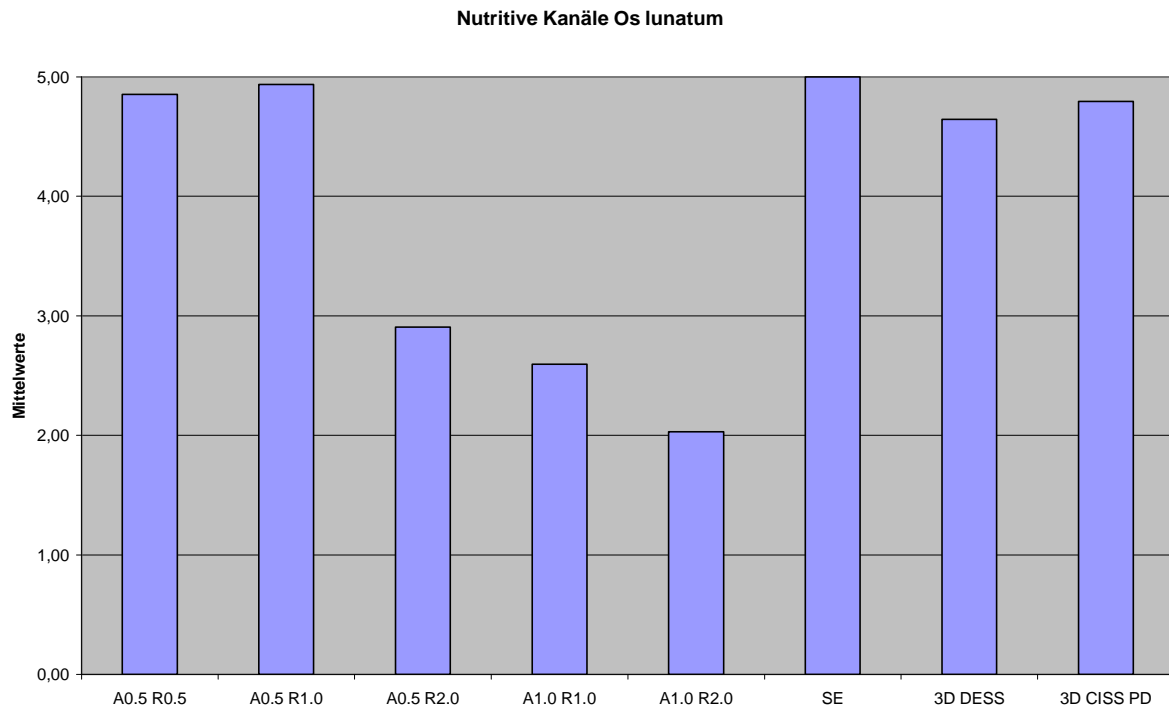
## 7.1.8 Diagramm 8: Ligamentum capitolhamatum



**Diagramm 8:** Auswertung der Bildqualität (Mittelwerte) von CT- und MRT Protokollen für das Ligamentum capitolhamatum (Mittelwerte; A = Akquisition, R = Rekonstruktion)

Für die Bewertung der Insertionen des Ligamentum capitolhamatum waren die Ergebnisse ähnlich und damit vergleichbar mit den Readerbeurteilungen für das RSL-Ligament. Die Protokollbewertungen A0,5 x R0,5 mm und A0,5 x R1,0 mm waren mit den Ergebnissen aller drei MRT Protokolle vergleichbar, die Bildbewertung lag bei größer 4,5 und darüber und wurden als optimal eingestuft.

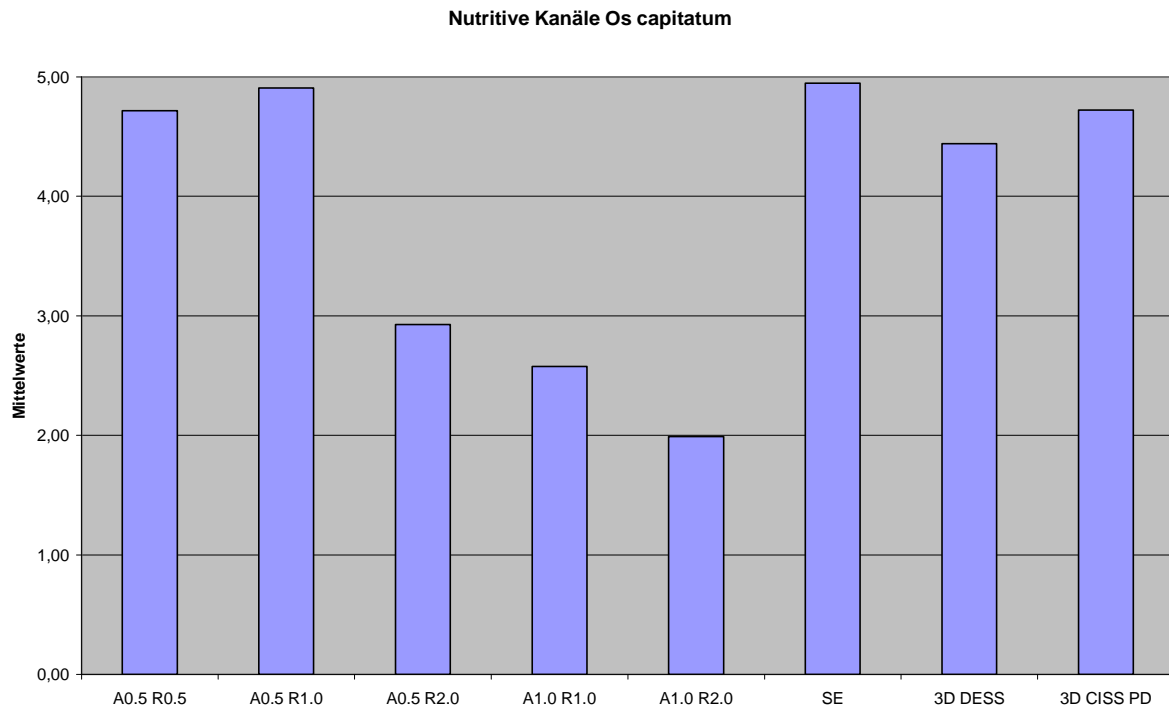
### 7.1.9 Diagramm 9: Nutritive Gefäßkanäle Os lunatum



**Diagramm 9: Auswertung der Bildqualität (Mittelwerte) von CT- und MRT Protokollen für die nutritiven Gefäßkanäle des Os Lunatum (Mittelwerte; A = Akquisition, R = Rekonstruktion)**

Für die nutritiven Gefäßkanäle des Os lunatum wurden wie in den oben gezeigten und beschriebenen Diagrammen 7 und 8 ähnliche Beurteilungen erhoben. A0,5 x R0,5 mm und A0,5 x R1,0 mm schneiden bezüglich der Bildqualität der CT am besten ab (>4,5) und sind mit den MRT Protokollen SE, DESS und CISS annähernd in der Bewertung identisch. Die Mittelwerte für die Akquisitionen und Rekonstruktionen A0,5 x R2,0 mm, A1,0 x R1,0 mm sowie A1,0 x R2,0 mm lagen zwischen 2 und 3 und waren bezüglich der Darstellung zwischen fraglicher Identifizierung und ausreichend gut diagnostiziert worden.

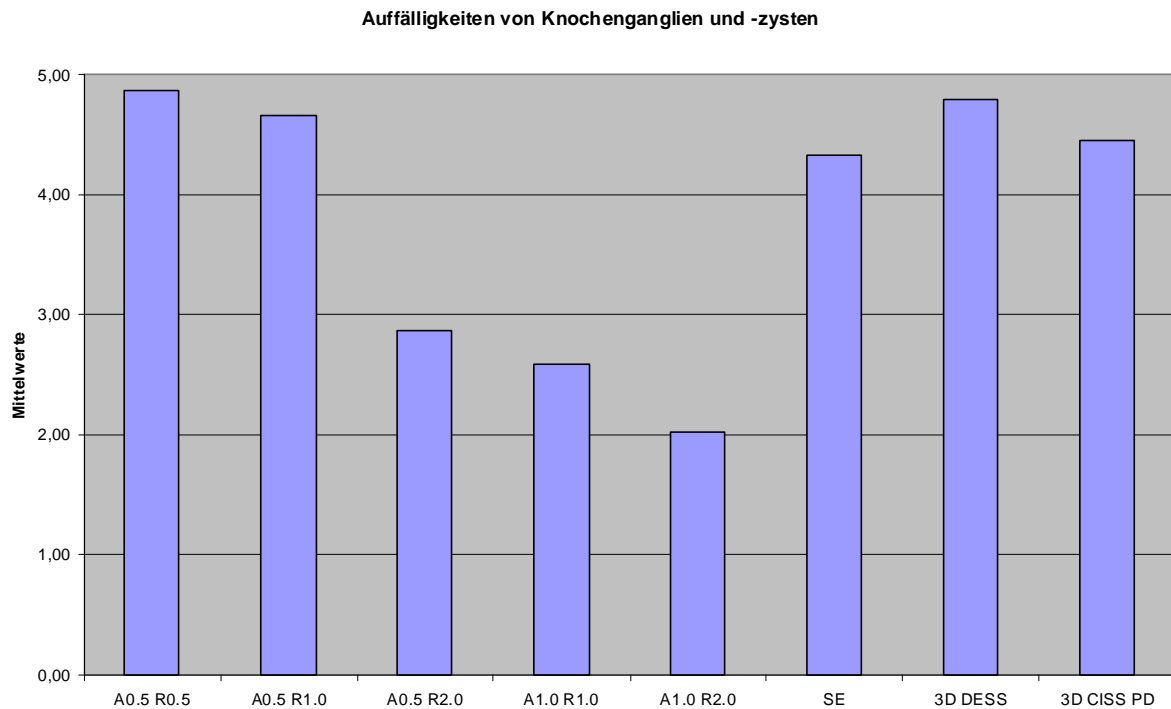
### 7.1.10 Diagramm 10: Nutritive Gefäßkanäle Os capitatum



**Diagramm 10: Auswertung der Bildqualität (Mittelwerte) von CT- und MRT Protokollen für die nutritiven Gefäßkanäle des Os capitatum (Mittelwerte; A = Akquisition, R = Rekonstruktion)**

Dasselbe gilt für die nutritiven Gefäßkanäle des Os capitatum. Die besten Bewertungen erhielten erneut die Schichten A0,5 x R0,5 mm und A0,5 x R1,0 mm. Für die anderen Protokolle A0,5 x R2,0 mm, A1,0 x R1,0 mm sowie A1,0 x R2,0 mm waren die Bewertungen zwischen zwei und drei und somit als diagnostisches ausreichendes Kriterium einzustufen.

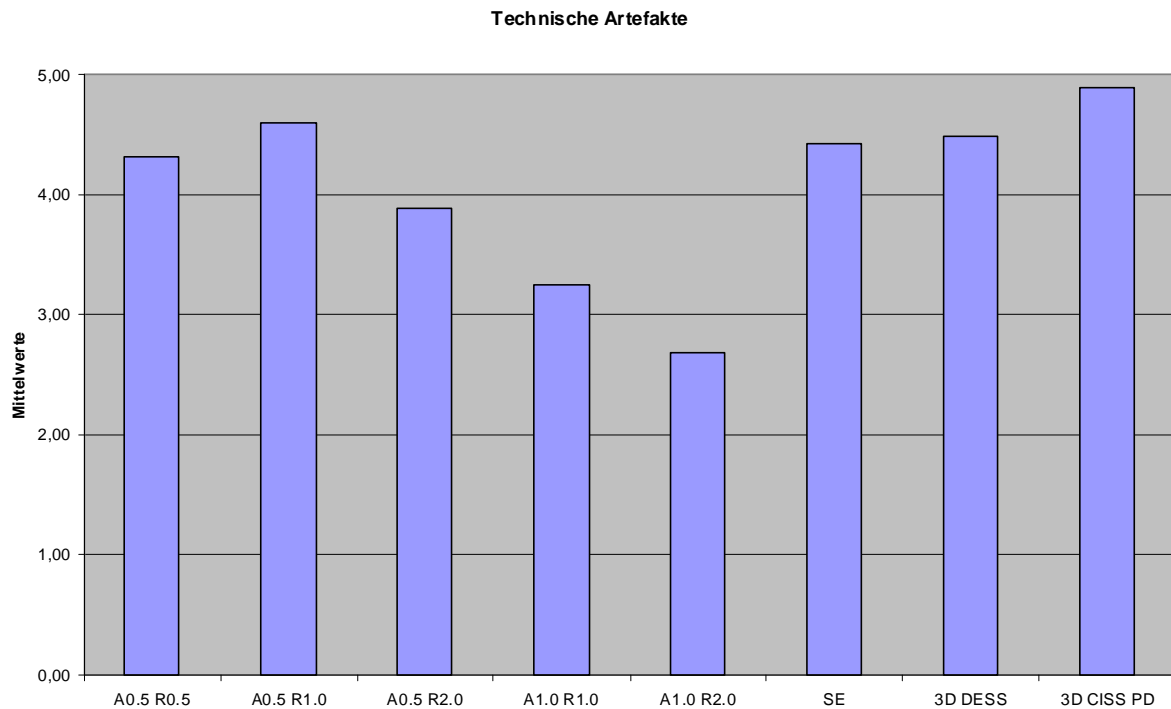
## 7.1.11 Diagramm 11: Knochenzysten und Knochenganglien



**Diagramm 11: Auswertung der Bildqualität (Mittelwerte) von CT- und MRT Protokollen für Knochenzysten und –ganglien (Mittelwerte; A = Akquisition, R = Rekonstruktion)**

Die Auffälligkeiten an Knochenzysten und –ganglien unterschieden sich nicht nennenswert zu den vorangegangenen Bewertungen der Diagramme sieben bis zehn, die CT-Schichten A0,5 x R0,5 mm und A0,5 x R1,0 mm waren vergleichbar mit SE, und CISS, insbesondere DESS schnitt in der MRT Bewertung als bestes ab und erhielten das Kriterium optimale Bildqualität. Die Akquisitions- und Rekonstruktionsschichtdicken A0,5 x R2,0 mm, A1,0 x R1,0 mm, A1,0 x R2,0 mm waren erneut im Wertebereich zwei bis drei und damit ausreichend beurteilbar.

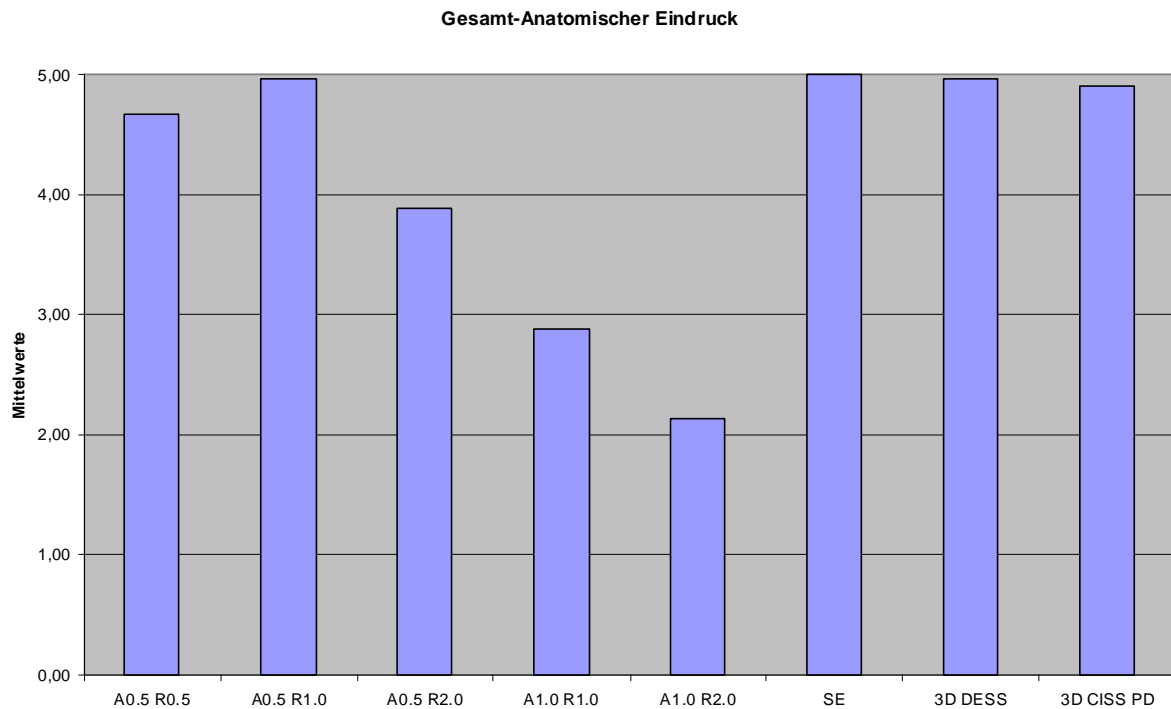
## 7.1.12 Diagramm 12: Technische Artefakte



**Diagramm 12: Auswertung der Bildqualität (Mittelwerte) von CT- und MRT Protokollen für der technischen Artefakte (Mittelwerte; A = Akquisition, R = Rekonstruktion)**

Die Punktwerteskala lag für die Schichtdicke A0,5 x R1,0 mm in der CT-Bewertung am höchsten und erreichte einen durchschnittlichen Wert von größer 4,5. Dies war mit dem 3D CISS Protokoll vergleichbar, auch hier bewerteten die Reader am optimalsten mit größer 4,5. Nur die Akquisition und Rekonstruktion A1,0 x R 2,0 mm, die einen Mittelwert von 2-3 erhielt, war mäßig benotet worden.

### 7.1.13 Diagramm 13: Gesamtanatomischer Eindruck



**Diagramm 13: Auswertung der Bildqualität (Mittelwerte) von CT- und MRT Protokollen für den Gesamt-Anatomischen Eindruck (Mittelwerte; A = Akquisition, R = Rekonstruktion)**

Der anatomische Gesamteindruck fiel für Akquisition und Rekonstruktion A0,5 x R1,0 mm am besten aus, die Bewertung lag bei annähernd 5 und bedeutete eine optimale Bildqualität bezüglich des Kriteriums, ebenso schnitten in der MRT Bildgebung alle drei Protokolle optimal ab.



## 7.2 Tabellen

### 7.2.1 Tabelle 1: CT-Protokolleinstellungen

Kollimation	2 x 0,5 mm	4 x 1 mm
Röhrenspannung [kV]	80, 120, 140	
Stromstärke [mAs]	80, 100, 130, 160, 200	
Rotationszeit [Sek.]	0,5, 0,75, 1,0	
Schichtdicke [mm]	0,5, 1,0, 2,0	
Überlappung [%]	60	

**Tabelle 1: CT-Protokolleinstellungen**

Zusammenfassung der CT-Protokolleinstellungen von Kollimation, Röhrenspannung, Stromstärke, Rotationszeit, Schichtdicke und Überlappung.

### 7.2.2 Tabelle 2: Systematische Unterschiede der Akquisitionsparameter

Unterschiedliche Einstellungen	Einstellung der verschiedenen Parameter	Unveränderte Einstellungen
Rotationszeit [Sek.]	0,5, 0,75, 1,0	Pitch 1,5, 120 kV, 130 mAs
Größenabstand [Pitch]	1,0, 1,3, 1,5, 2,0	120 kV, 130 mAs, Rotationszeit 1,0 sec
Röhrenspannung [kV]	80, 120, 140	Pitch 1,5, 130 mAs, Rotationszeit 1,0 sec
Stromstärke [mAs]	80, 100, 130, 160, 200	Pitch 1,5, 120 kV, Rotationszeit 1,0 sec

**Tabelle 2: Systematische Unterschiede der Akquisitionsparameter**

Zusammenfassung der unterschiedlichen Parametereinstellungen von Röhrenstromstärke und Röhrenstromspannung, Größenabstand (Volume Pitch) und Rotationszeit.

### 7.2.3 Tabelle 3: Liste der Bewertungskriterien

Bewertungskriterien		Kommentar
1	Trabekuläre Struktur in der Ebene (xy)	Beschreibung der groben Karpalanatomie
2	Trabekuläre Struktur entlang des Tischvorschub (z)	
3	Trabekuläre Begrenzung in der Ebene (xy)	
4	Trabekuläre Begr. entlang des Tischvorschub (z)	
5	Kortikale Dicke in der Ebene (xy)	
6	Kortikale Dicke entlang des Tischvorschub (z)	
7	Glätte der kortikalen Begrenzung in der Ebene (xy)	
8	Glätte der kortikalen Begrenzung entlang des Tischvorschub (z)	
9	Knorpel	Beschreibung der kleinen anatomischen Details
10	Subchondrale Grenzlamelle	
11	Insertion des RSL-Ligaments	
12	Ligamentum capitohamatum	
13	Nutritive Kanäle des Os lunatum	
14	Nutritive Kanäle des Os capitatum	
15	Auffälligkeiten von Knochenganglien und -zysten	
16	Technische Artefakte	Allgemeine Bewertungskriterien
17	Anatomischer Gesamteindruck	

**Tabelle 3: Liste der Bewertungskriterien**

Die grobe Karpalanatomie wurde mit acht unterschiedlichen Parametern bewertet, weitere sieben Parameter fokussierten die kleinen anatomischen Details. Die technischen Artefakte und der anatomische Gesamteindruck, die sich nicht auf die Parametereinstellungen bezogen, wurden ebenfalls erfasst.

### 7.2.4 Tabelle 3a: Liste der Bewertungspunkte

Bewertungspunkte	Kommentar
1	unzureichende Bildqualität
2	das Kriterium kann fraglich noch identifiziert werden
3	diagnostisch ausreichend gute Darstellung
4	sehr gute Darstellung
5	optimale Bildqualität bezüglich des Kriteriums

**Tabelle 3a: Liste der Bewertungspunkte: Ordinalskala**

Die Punktebewertung von 1 zeigte eine unzureichende Bildqualität der zu bewertenden anatomischen Strukturen, anhand einer Bewertung von 2 konnte das Kriterium noch wahrscheinlich identifiziert werden. Die Punkte 1 und 2 waren ungeeignet für die diagnostische Befundung. Die Skalierungen 3 und 4 erbrachten eine diagnostisch ausreichend gute Darstellung und eine sehr gute Darstellung, die Bewertung mit 5 Punkten erbrachte die optimale Bildqualität bezüglich des Kriteriums und waren somit jeweils ein geeignetes Kriterium zur Befundung.

### 7.2.5 Tabelle 4: Prozentuales Strahlendosisreduktionspotential

<b>Volume Pitch</b>	1	1,5	2	2,5	3
<b>CTDI<sub>w</sub></b>	40,20	32,16	26,93	21,49	19,50
<b>Prozentuales Reduktionspotential von Pitch = 1</b>	100	80	67	53	49

**Tabelle 4: Prozentuales Strahlendosisreduktionspotential**

Der gewichtete CT Dosis Index (CTDI<sub>w</sub>) ist für eine Detektor-Kollimation von 2 x 0,5 mm, bei einer Röhrenspannung von 120 kV und einer Stromstärke von 130 mAs sowie einer

Rotationszeit von einer Sekunde, bestimmt worden. Verdoppelt man den Volumenabstand (Volume Pitch) von 1 auf 2, vermindert sich die Strahlendosis nur zu 2/3 der Originaldosis.

### 7.2.6 Tabelle 5: Potential zur Dosisreduzierung durch Veränderung der Rotationszeit und der Röhrenstromspannung

Veränderung der Spannung [130 mAs, Pitch 1,5]				Veränderung der Rotationszeit [120 kV, Pitch 1,5]		
	80 kV	120 kV	140 kV	0,5 sec	0,75 sec	1,0 sec
<b>CTDI<sub>w</sub></b>	8,68	26,13	39,09	16,24	26,13	42,48

**Tabelle 5: Potential zur Dosisreduzierung durch Veränderung der Rotationszeit und der Röhrenstromspannung**

Wenn eine Röhrenspannung von 80 kV anstatt von 120 kV oder 140 kV genutzt wird, fällt der gewichtete CT-Dosis Index jeweilig auf 66% und 77%. Dies ist bei Weitem die größte Möglichkeit Strahlendosis zu reduzieren. Die Veränderung der Rotationszeit kann in geringerem Umfang dazu beitragen die Strahlendosis zu reduzieren, ebenso ist die Bildqualität schlechter.

### 7.2.7 Tabelle 6: Strahlendosisreduktionspotential durch Veränderung der Röhrenstromstärke

Stromstärke	80 mAs	100 mAs	130 mAs	160 mAs	200 mAs
CTDI <sub>w</sub> 120 kV	16,08	20,1	24,1	28,6	32,8
CTDI 80 kV	5,8	7,3	8,7	10,3	11,8

**Tabelle 6: Strahlendosisreduktionspotential durch Veränderung der Röhrenstromstärke**

Strahlendosisreduktionspotential unter Anwendung eines Volumenabstandes (Volume Pitch) von 1,5 und einer Rotationszeit von 1,0 Sekunden.

## 7.2.8 Tabelle 7: Überblick und Zusammenfassung der Auswertung

Bewertungsserien	Kappa Test	Shrout-Fleiss Reliabilitätstest	
		Grobe Anatomie	Anatomisches Detail
Akquisition 0,5 mm Rekonstruktion 0,5 mm	0,90 (0,33 - 0,98)	0,95 (0,33 - 0,99)	0,91 (0,00 - 0,99)
Akquisition 0,5 mm Rekonstruktion 1,0 mm	0,91 (0,73 - 0,91)	0,88 (0,73 - 0,96)	0,87 (0,70 - 0,99)
Akquisition 0,5 mm Rekonstruktion 2,0 mm	0,96 (0,78 - 0,98)	0,93 (0,70 - 0,97)	0,95 (0,90 - 0,99)
Akquisition 1,0 mm Rekonstruktion 1,0 mm	0,96 (0,33 - 0,98)	0,95 (0,88 - 1,00)	0,95 (0,01 - 1,00)
Akquisition 1,0 mm Rekonstruktion 2,0 mm	0,84 (0,67 - 0,97)	0,97 (0,78 - 1,00)	0,98 (0,81 - 0,99)
Rotationszeit 0,5 sec	0,40 (0,29 - 0,69)	0,15 (-0,02 - 0,63)	0,07 (-0,05 - 0,63)
Rotationszeit 0,75 sec	0,65 (0,31 - 0,80)	0,50 (0,23 - 0,77)	0,46 (0,04 - 0,63)
Rotationszeit 1,0 sec	0,67 (0,31 - 0,77)	0,51 (0,23 - 0,69)	0,42 (0,04 - 0,63)
Volume pitch 1,0	0,44 (0,31 - 0,69)	0,49 (0,19 - 0,63)	0,38 (0,11 - 0,63)
Volume pitch 1,3	0,43 (0,32 - 0,86)	0,44 (0,21 - 0,77)	0,43 (0,11 - 0,63)
Volume pitch 1,5	0,65 (0,31 - 0,80)	0,50 (0,23 - 0,77)	0,46 (-0,01 - 0,63)
Volume pitch 2,0	0,39 (0,29 - 0,59)	0,09 (-0,09 - 0,55)	0,18 (-0,06 - 0,55)
Röhrenspannung 80 kV	0,54 (0,32 - 0,65)	0,40 (0,23 - 0,77)	0,43 (-0,03 - 0,54)
Röhrenspannung 120 kV	0,65 (0,31 - 0,80)	0,50 (0,37 - 0,77)	0,46 (-0,04 - 0,63)
Röhrenspannung 140 kV	0,63 (0,31 - 0,80)	0,50 (0,25 - 0,77)	0,43 (-0,04 - 0,63)
Stromstärke 80 mAs	0,41 (0,29 - 0,57)	0,14 (-0,07 - 0,41)	0,02 (-0,13 - 0,31)
Stromstärke 100 mAs	0,65 (0,31 - 0,80)	0,50 (0,23 - 0,77)	0,46 (0,04 - 0,63)
Stromstärke 130 mAs	0,68 (0,31 - 0,80)	0,50 (0,23 - 0,77)	0,43 (0,04 - 0,63)
Stromstärke 160 mAs	0,61 (0,31 - 0,76)	0,49 (0,09 - 0,78)	0,43 (0,04 - 0,67)
Stromstärke 200 mAs	0,64 (0,29 - 0,80)	0,43 (0,17 - 0,77)	0,50 (0,23 - 0,77)
SE Sequenz	0,62 (0,0 - 0,97)		
DESS Sequenz	0,85 (0,50 - 1,00)		
CISS Sequenz	0,85 (0,68 - 0,93)		

**Tabelle 7: Überblick und Zusammenfassung der Auswertung**

Diese Tabelle gibt den Umfang aller Bewertungskriterien für die grobe und feine Anatomie wieder. Die Übereinstimmung zwischen den Beurteilern wurde durch die Kappa Statistik wiedergegeben. Die diagnostische Konfidenz für jedes Kriterium ist durch den Shrout-Fleiss-Reliabilitäts Test wiedergegeben. Für die aufgelisteten zusammengefassten Daten ist für beide Tests der Median mit den Skalierungen der jeweiligen in Klammern wiedergegebenen Datenreihe aufgezeigt. Aufgrund ähnlicher Reliabilitäts-Bewertungsergebnisse für die MRT Sequenzen SE, DESS und CISS bezüglich der Referenzliteratur (23) wurde eine Shrout-Fleiss Reliabilitäts-Biostatistik für die drei Sequenzen nicht erhoben.

## 8. Abbildungen

### 8.1 Abbildung 1: Zusammenfassung der durchschnittlichen Readerbewertungen

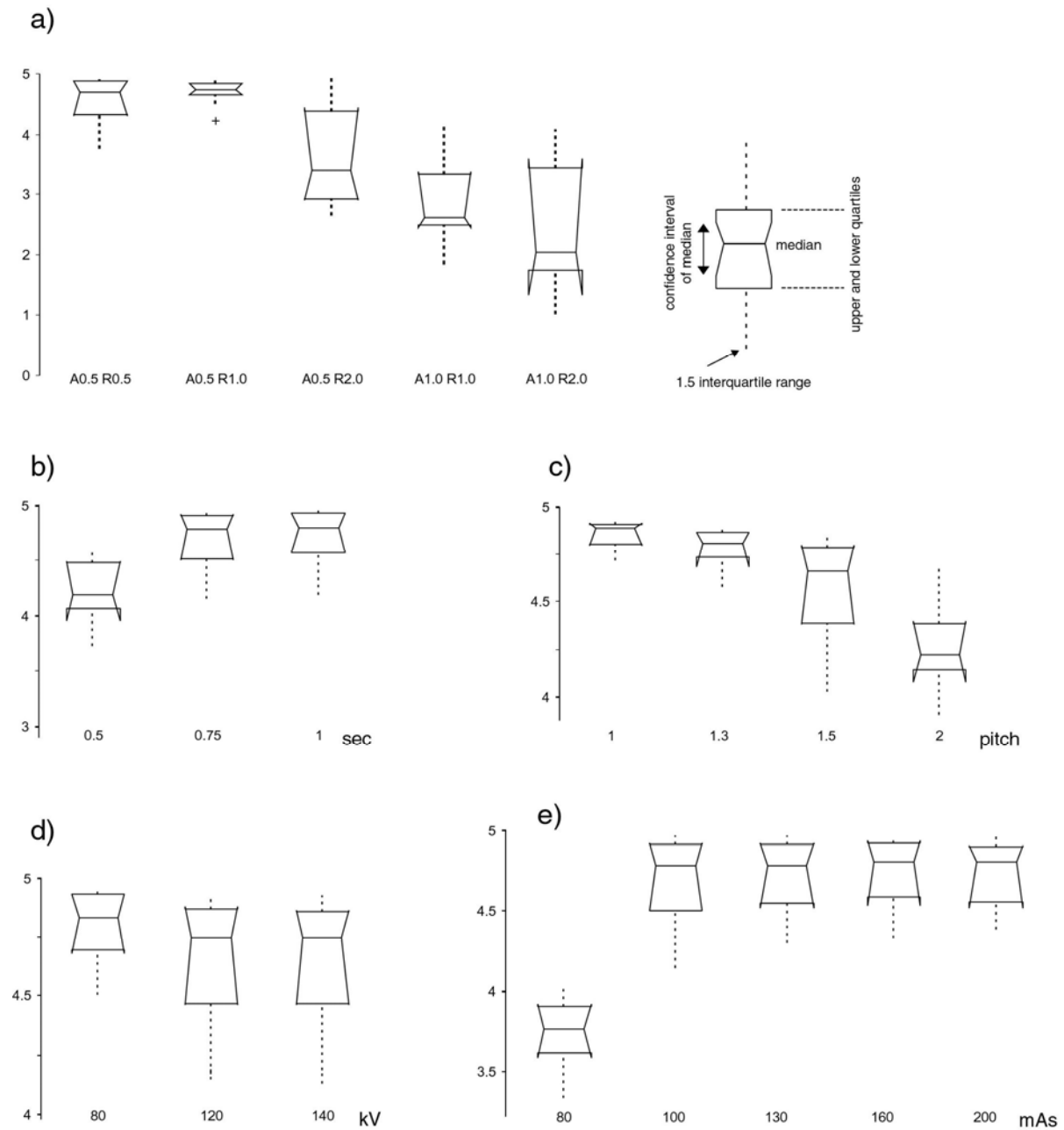
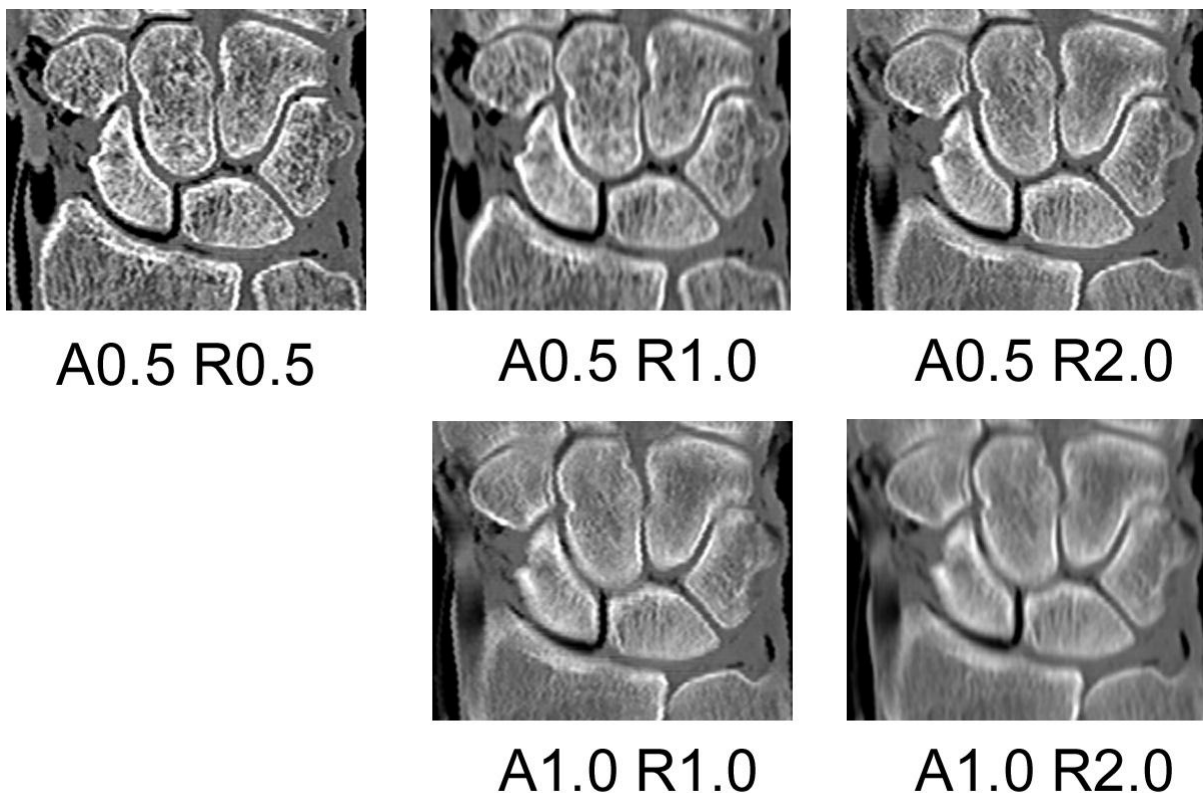


Abbildung 1: Zusammenfassung der durchschnittlichen Auswerterbewertungen

Box und Whiskers Plot der durchschnittlichen Beurteilungen, die die Auswertung von Akquisition und rekonstruierte Schichtdicke (a), Stromstärke und Röhrenspannung (b, c), Volume Pitch und Rotationszeit (d, e) veranschaulichen.

## 8.2 Abbildung 2: Einfluss der Akquisitions- und Rekonstruktionsschichtdicke am großen anatomischen Detail

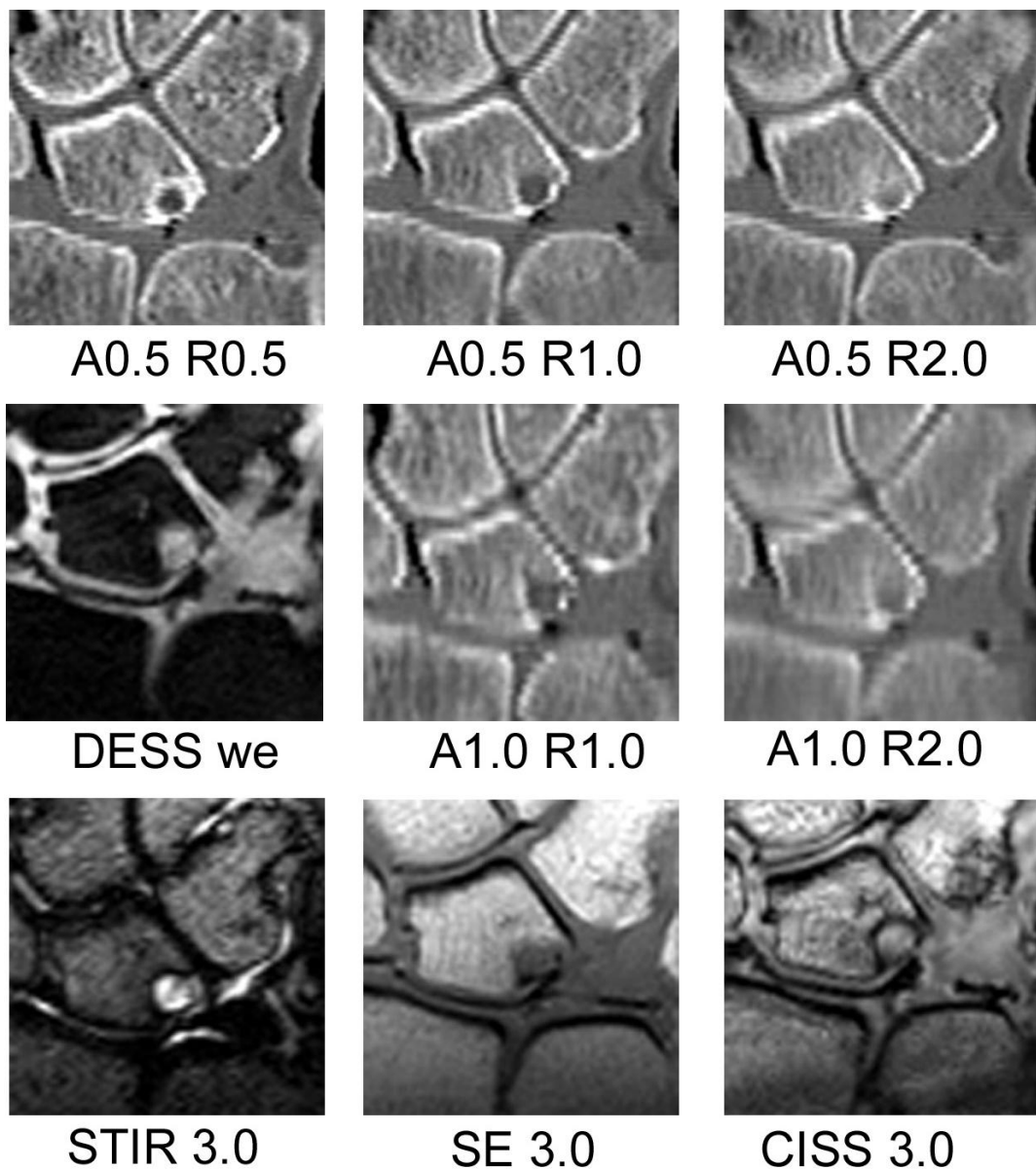


**Abbildung 2: Einfluss der Akquisitions- und Rekonstruktionsschichtdicke am großen anatomischen Detail**

Der Effekt von Akquisitions- (A) und Rekonstruktionsschichtdicke (R). Die Darstellung der anatomischen Strukturen ist besser, wenn die kleinere Akquisitionsschichtdicke von 0,5 mm genutzt wird (Erste Zeile). Etwas weniger Artefakte wurden mit einer dickeren Rekonstruktionsschichtdicke aufgefunden (Zweite Zeile und von links nach rechts).



8.3 Abbildung 3: Einfluss der Akquisitions- und Rekonstruktionsschichtdicke am kleinen anatomischen Detail



**Abbildung 3: Einfluss der Akquisitions- und Rekonstruktionsschichtdicke am kleinen anatomischen Detail.**

Die Abbildung 3 veranschaulicht die wechselseitige Beziehung von Multi-Detektor-CT und Magnetresonanztomographie und stellt ein kleines Knochenganglion im Os Lunatum dar. Der sklerotische Randsaum ist am besten in der kleinsten Akquisitions- und Rekonstruktionsschichtdicke von 0,5 mm (oben links) zu sehen. Manch anatomisches

Gangliondetail ist beim Gebrauch der Akquisitionsschichtdicke von 1,0 mm undeutlich. Einen großartigen Bildkontrast mit einer ähnlichen Veranschaulichung der Anatomie liefert die MRT-Darstellung sogar, wenn die Schichtdicke 3 mm groß ist. Für diese Scans nahm man einen Pitch von 2,0 her (Verglichen zu einem Pitch von 1,5 in Abbildung 2). Die Stufenartefakte entlang des Tischvorschubs (in der Abbildung vertikal dargestellt) sind ausgeprägter als in Abbildung 2 und vermindern sich mit ansteigender Rekonstruktionsschichtdicke.

#### 8.4 Abbildung 4: Wirkung der Röhrenstromspannung auf die Knochenpräsentation

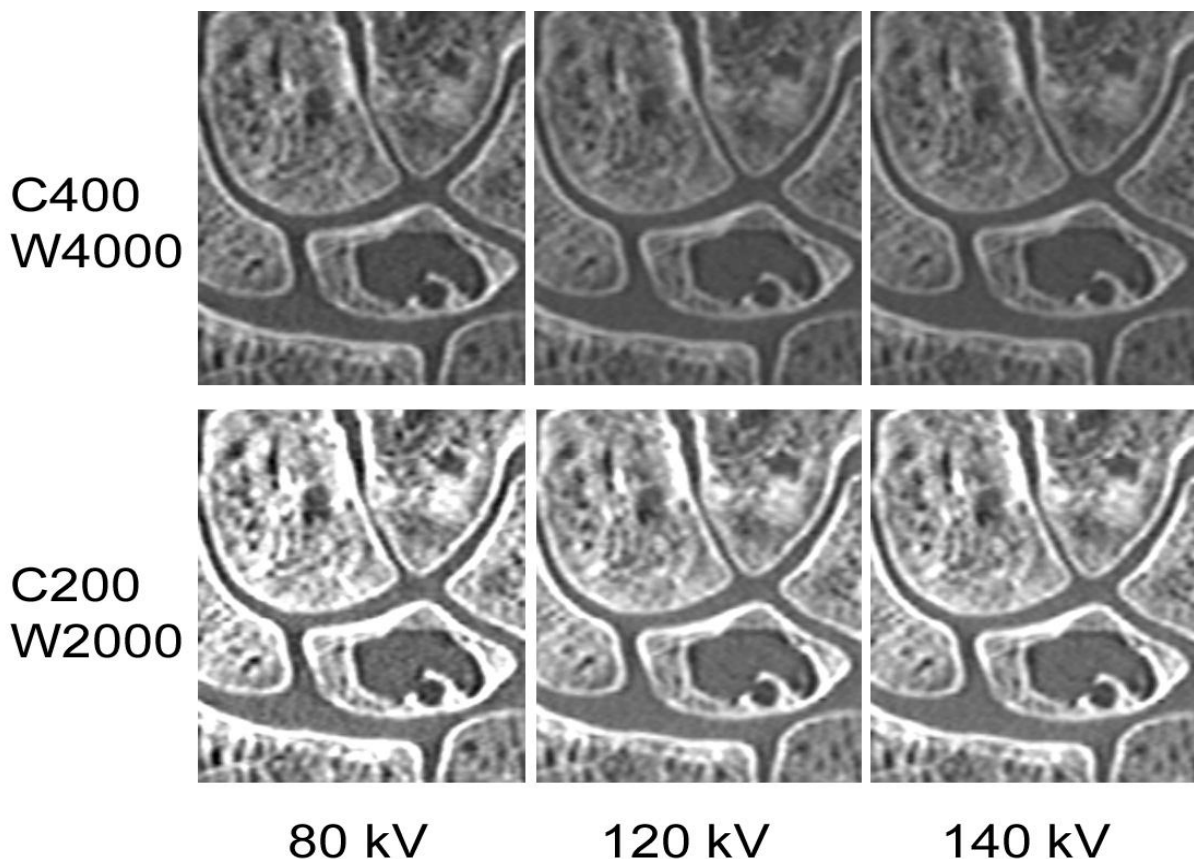
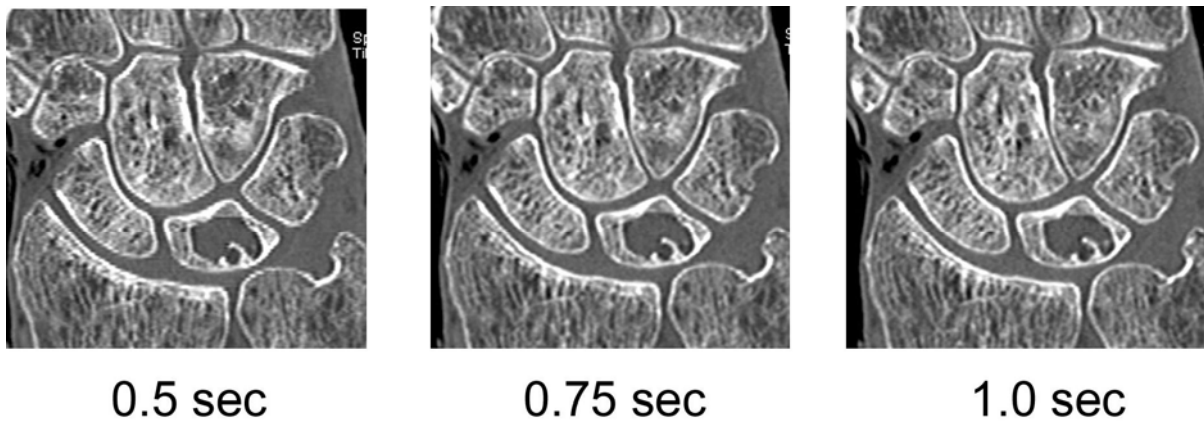


Abbildung 4: Wirkung der Röhrenspannung auf die Knochenpräsentation (C = Fensterzentrum, W = Fensterbreite)

Wirkung der Röhrenspannung auf die Darstellung der Karpalknochen. Der Kontrast des oben gezeigten spongiösen Knochens ist etwas besser, wenn eine Stromspannung von 80 kV genutzt wird, auch wenn definitiv mehr Rauscheffekt im Weichteilgewebe zu finden ist. Es gibt keinerlei signifikanten Unterschied zwischen 120 und 140 kV. Die diagnostische Qualität und Beurteilbarkeit der Knochenpräsentation mit einer geringeren Röhrenspannung wird hierbei nicht verschlechtert, daher sollte dieser Effekt zur Verminderung der Strahlendosis genutzt werden.

### 8.5 Abbildung 5: Wirkung der Rotationszeit

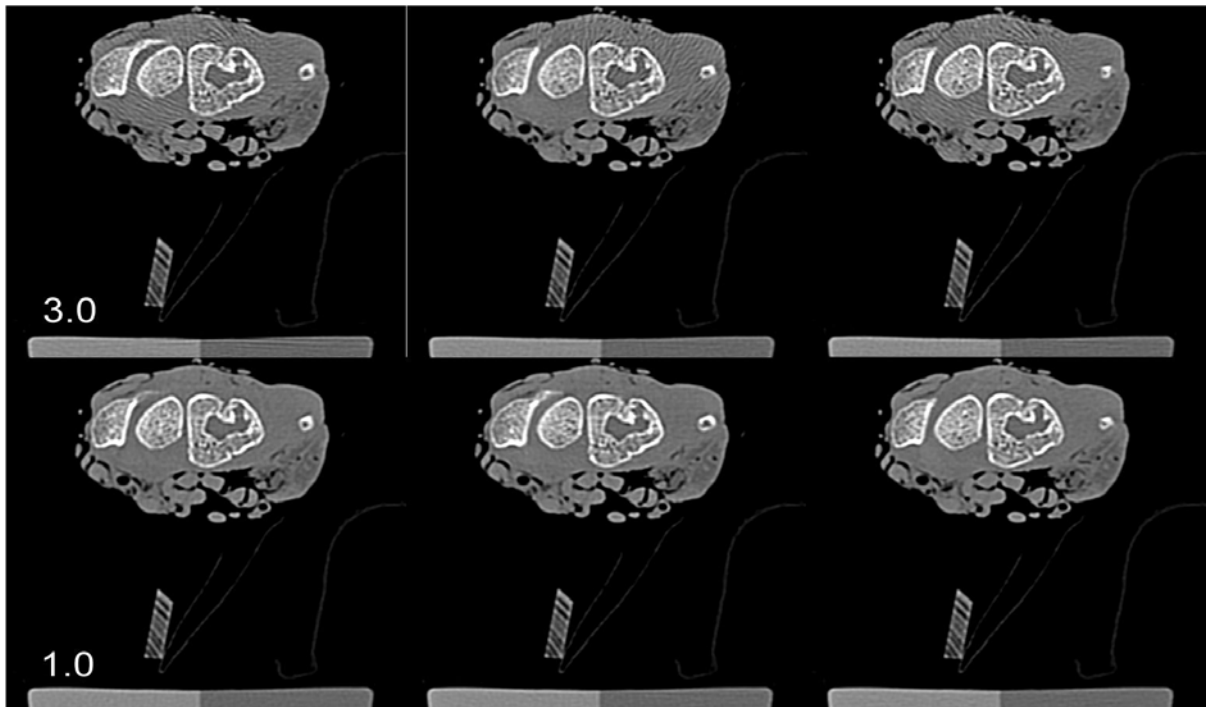


**Abbildung 5: Wirkung der Rotationszeit**

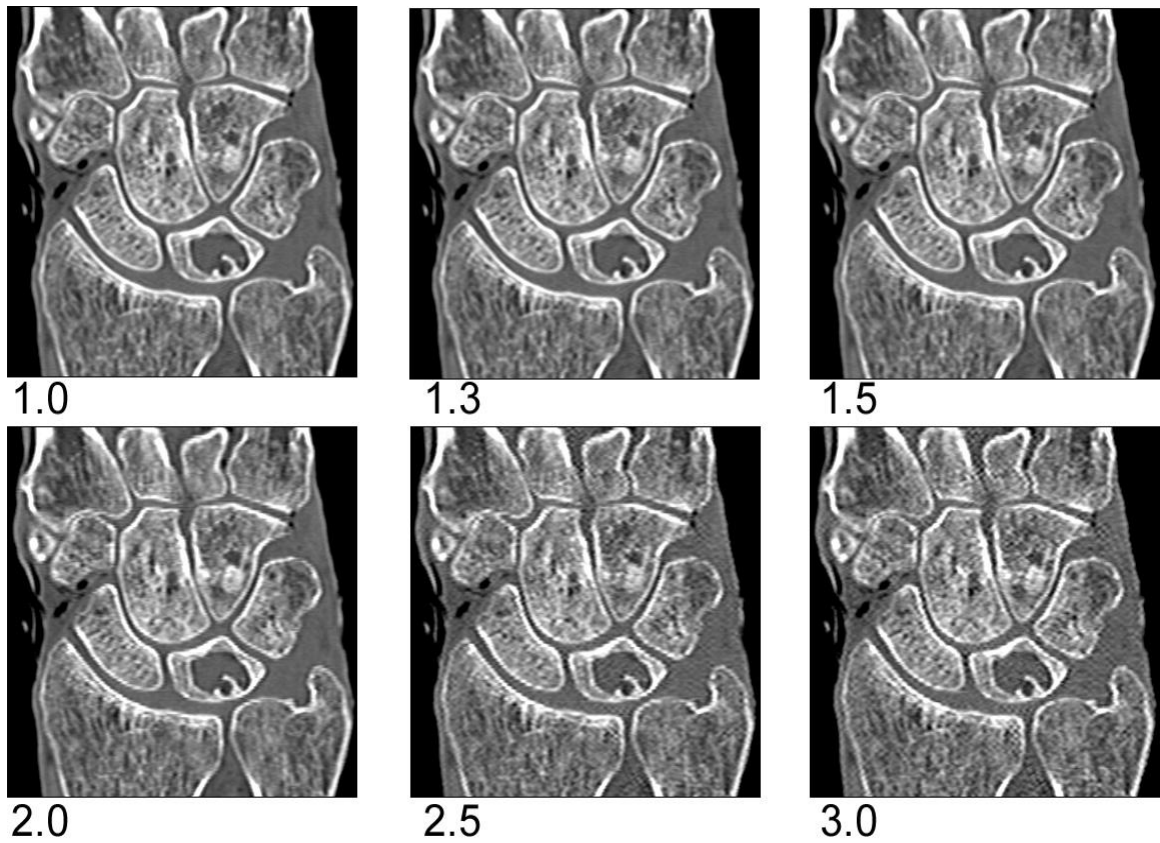
Der Einfluss der Rotationszeit auf die Darstellung des Handgelenks: Etwas mehr Artefakte fand man bei einer kürzeren Rotationszeit von 0,5 Sekunden, speziell am kortikalen ulnaren Knochen wurden kleine Stufenartefakte beobachtet. Wenn eine längere Rotationszeit von 0,75 und 1,0 Sekunden gewählt wurde, erreichte man eine ausgezeichnete diagnostische Bildqualität.

## 8.6 Abbildung 6: Pitches

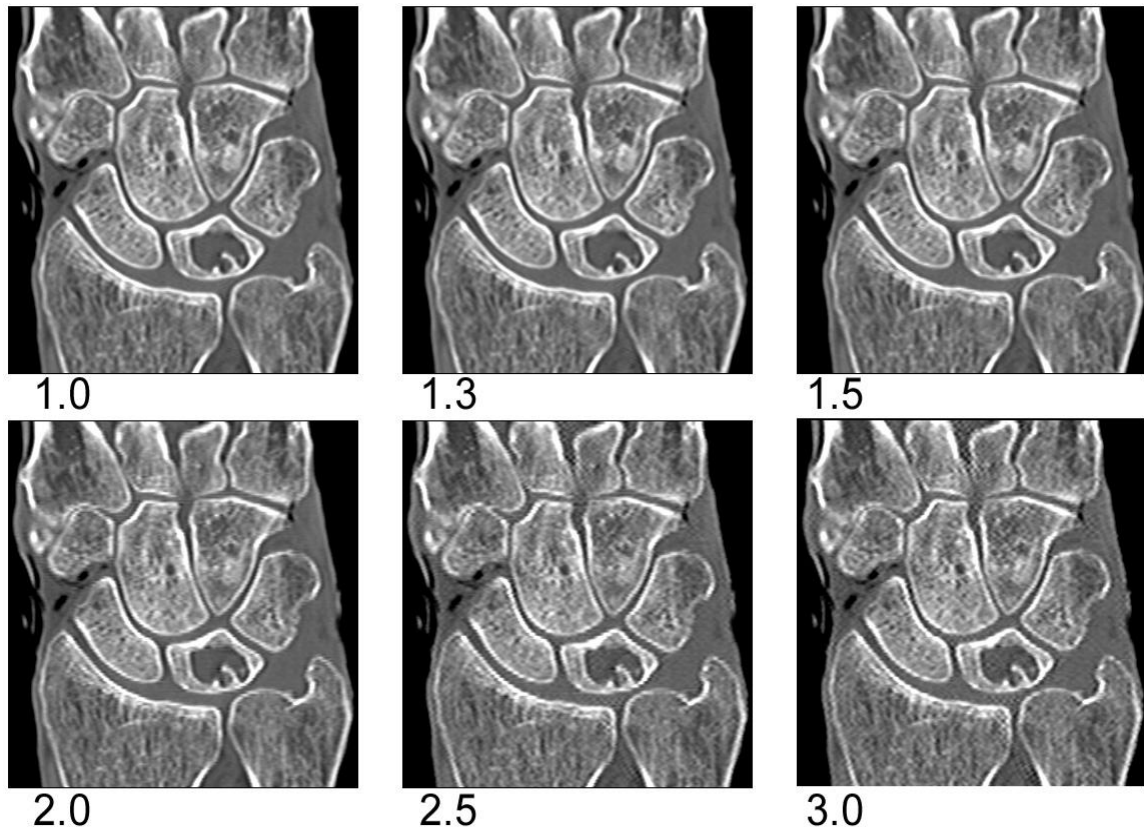
a)



b)



c)



**Abbildung 6: Pitch a, b, c**

Der Einfluss des Detektor Pitch auf Spiral Artefakte. In Abbildung Teil a werden Spiralartefakte in drei aufeinander folgenden Akquisitionsschnitten bei einem Pitch von 1,0 und 3,0 wiedergegeben. In diesem Beispiel projizieren sie sich in verschiedenen Knochenlokalisationen des Os lunatum und des Os Scaphoideum sowie am radialen und ulnaren Styloidfortsatz. Die Artefakte können kaum bei einem Pitch von 1,0 aufgefunden werden (zweite Reihe in Abbildung a), aber sie sind offensichtlich, wenn ein Pitch von 3,0 verwendet wurde (erste Reihe in Abbildung a). Diese Artefakte zeigen sich ausgeprägter in dichten Strukturen und können auch im Wasser und an Hydroxylapatitäquivalenten des Knochendichtemessungsphantoms am unteren Bildteil entdeckt werden, aber nicht innerhalb des hölzernen Identifikationsetiketts zwischen Knochenphantom und anatomischem Präparat. Die koronaren Rekonstruktionen in den Abbildungen b mit 0,5 mm und in der Abbildung c

mit 1,0 mm rekonstruierter Schichtdicke zeigen die resultierenden Stufenartefakte im kortikalen und im spongiösen Knochen. Wenn eine 1,0 mm dicke Schicht verwendet wird, sind die Artefakte unbedeutend und ein Pitch bis zu 2,0 kann appliziert werden. Rekonstruktionen von 0,5 mm Schichtdicke zeigen weniger Artefakte auf, auch wenn ein Pitch von 2,0 verwendet wird. Diese dünneren Rekonstruktionen zeigen feine anatomische Einzelheiten, z.B. nutritive Kanäle im Os Lunatum und Os Capitatum mit einer viel besseren Deutlichkeit als entsprechende dickere Rekonstruktionen. Wegen des starken Einflusses der Detektor-Pitch auf die Bildqualität empfehlen wir deshalb einen Pitch von 1,5

## 9. Literaturangaben und Referenzliste

### Referenzliste

1. Baker L L, Hajek P C, Björkengren A, Galbrath R, Sartoris D J, Gelberman R H, Resnick D. High-resolution Magnetic Resonance Imaging of the Wrist: Normal Anatomy. *Skeletal Radiol.* 1987; 16: 128-132
2. Beltran J, Noto AM, Herman LJ, Lubbers LM. Tendons: high field strength, surface coil MR imaging, *Radiology* 1987; 162: 734-740
3. Biondetti PR, Vannier MW, Gilula LA, Knapp R. Wrist: coronal and transaxial CT scanning. *Radiology* 1987; 163:149-51.
4. Biondetti PR, Vannier MW, Gilula LA, Knapp RH. Three-dimensional surface reconstruction of the carpal bones from CT scans: transaxial versus coronal technique. *Comput Med Imaging Graph.* 1988; 12: 67-73.
5. Bond JR, Berquist TH. Radiologic evaluation of hand and wrist motion. *Hand Clin.* 1991; 7: 113-23.
6. Bresina SJ, Vannier MW, Logan SE, Weeks PM. Three-dimensional wrist imaging: evaluation of functional and pathologic anatomy by computer. *Clin Plast Surg.* 1986; 13: 389-405.
7. Bresina SJ, Vannier MW, Logan SE, Weeks PM. Three-dimensional wrist imaging: Evaluation of functional and pathologic anatomy by computer. *Clin Plast Surg* 1986; 13: 389-405.
8. Bush C H, Gillespy T. III, and Dell R C. High-Resolution CT of the Wrist: Initial Experience with Scaphoid Disorders and Surgical Fusions. *Amer. J. Radiol.* 1987; 149: 757-760

9. Chevrot A, Vallee C, Rousselin B, L'Huillier F, Richard O, Dupont AM et al. Anatomie radiologique du poignet. Rev Prat 1991; 41: 2677-87.
10. Cohnen M, Poll L, Puettmann C, Ewen K, Saleh A, and Mödder U. Effective doses in standard protocols for multi-slice CT scanning. European Radiology 2003;13: 1148-1153.
11. Dinkel H P, Sonnenschein M, Hoppe H, and Vock P. Low-dose multislice CT of the thorax in follow-up of malignant lymphoma and extrapulmonary primary tumors. European Radiology 2004;13: 1241-1249.
12. Frahm R, Lowka K, Wimmer B. Computertomographie des Handgelenks. Radiologe 1990; 30: 366-372
13. Hamberg LM, Rhea JT, Hunter GJ, Thrall JH. Multi-Detector Row CT: Radiation Dose Characteristics. Radiology 2003 Mar; 226(3): 762.-72.
14. Hauger O, Dumont E, Chateil J F, Moinard M, and Diard F. Water excitation as an alternative to fat saturation in MR imaging: Preliminary results in musculoskeletal imaging. Radiology 2002; 224: 657-663.
15. Heuck A, Bonel H, Stäbler A, Schmitt R. Imaging in sports medicine: hand and wrist. Eur J Radiol 1997; 26: 2-15.
16. Heuck AL, Steinbach C, Neumann D, Stoller H, Genant H. Möglichkeiten der MR-Tomographie bei Erkrankungen von Hand und Handgelenk. Radiologe 1989; 29: 53-60.
17. Jakobs T F, Wintersperger B J, Herzog P, Flohr T, Suess C, Knez A, Reiser M F and Becker C R. Ultra-low-dose coronary artery calcium screening using multislice CT with retrospective ECG gating. European Radiology 2003; 13: 1923-1930.
18. Magid D, Thompson JS, Fishman EK. Computed tomography of the hand and wrist. Hand Clin 1991; 7: 219-33.



19. Prokop M. General Principles of MDCT. *European Journal of Radiology* 2003; 45: 4-10.
20. Quinn S F, Murray W, Watkins T, and Kloss J. CT for Determining the Results of Treatment of Fractures of the Wrist. *Amer. J. Radiol.* 1987; 149: 109-111
21. SAS Institute, Cary NC. SAS Version 8.2 for Windows 2001.
22. Shrout P E and Fleiss J L. Intra-class correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin* 1979; 86: 420-428.
23. Stäbler A, Spieker A, Bonel H, Schrank C, Glaser C, Petsch R, Putz R, and Reiser M. MRI of the wrist: Comparison of high resolution pulse sequences and different fat suppression techniques. *Rofo Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Neuen Bildgebenden Verfahren* 2000; 172: 168-174.

## 10. Abkürzungsverzeichnis

A	=	Akquisition
Abb.	=	Abbildung
C	=	Fensterzentrum von 200 Hounsfield Einheiten
CISS	=	Constructive Interference in steady state (MRT)
CT	=	Computertomographie
CTDI <sub>w</sub>	=	gewichteter CT-Dosis Index
DESS	=	Dual Echo in steady state (MRT)
FLASH	=	Fast low angle Shot (MRT)
FOV	=	Field of View (=Gesichtsfeld)
GRE	=	Gradienten Recalled Echo (MRT)
HF-Impuls	=	Hochfrequenzpuls
HU	=	Hounsfield Units (=Hounsfield Einheiten)
kV	=	Kilovolt
mAs	=	Milli-Ampere Sekunden
MDCT	=	Multi-Detektor-Computertomographie
mGray	=	Milli Gray
MPR	=	Multiplanare Rekonstruktionen
MRT	=	Magnetresonanztomographie
R	=	Rekonstruktion
TE	=	Echozeit (MRT)
TR	=	Repetitionszeit (MRT)
STIR	=	(Turbo) Short T1 Inversion Recovery (MRT)
SE	=	Spin Echo (MRT)
W	=	Fensterbreite von 2000 Hounsfield Einheiten

## 11. Danksagung

Meinen besonderen Dank gilt allen, die zur Durchführung und Fertigstellung dieser Arbeit beigetragen haben.

Ich danke besonders Herrn Professor Dr. med. M. Reiser, Direktor des Instituts für klinische Radiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München, Klinikum Großhadern und München Innenstadt für die Überlassung des Dissertationsthemas. Außerdem danke ich Herrn Dr. med. H. Bonel, Radiologe des Instituts für klinische Radiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München, Klinikum Großhadern, als Betreuer dieser Arbeit für die Einführung und Anleitung zum wissenschaftlichen Arbeiten.

Ich danke auch den Beurteilern Harald Bonel, Lorenz Jäger und Kathrin Frei für Ihre kritische und geduldige Bildbeurteilung und Kriterienvergabe. Ich bedanke mich bei Herrn Sudesh Srivastav für die statistische Auswertung meiner Dissertationsarbeit. Ebenso bedanke ich mich für die Hilfe der medizinisch technischen Assistentinnen an den CT- und MRT-Geräten. Für die geduldige Unterstützung danke ich meinen lieben Eltern Luigi und Eva Galiano und insbesondere meiner lieben Tochter Chiara. Einen herzlichen Dank auch an meine Verlobte und zukünftige Frau Tanja. Diese Arbeit ist meinen Töchtern Chiara und Isabella gewidmet.

## 12. Anmerkung zur AJR – Publikation

Die Dissertationsarbeit ist unter dem Titel „Opimization of MDCT of the Wrist to Achieve Diagnostic Image Quality with Minimum Radiation Exposure“ im American Journal of Radiology (AJR) – Muskuloskeletal Imaging- Original Research am 19. Oktober 2004 angenommen und im September 2005 publiziert worden.

AJR 2005; 185: 647 – 654

## Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Humanmedizin Ludwig-Maximilians-Universität München zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel „Multidetektor-CT des Handgelenks – Protokolloptimierung“ in der Klinik für Radiologie (Leiter: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser) unter Anleitung durch Herrn Dr. med. H. Bonel und Dr. med. K. Frei ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Stefan Galiano