

---

Aus dem Institut für Klinische Radiologie - Innenstadt  
Klinikum der Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser

**3D-Bildgebung mit einem mobilen C-Bogen (Iso-C 3D):  
Ein Vergleich mit etablierten Verfahren anhand der distalen  
Radiusfraktur und Frakturen anderer peripherer Gelenke**

*Dissertation*

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

vorgelegt von  
**Markus Giehl**  
München

2006

---

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
Der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. K.J. Pfeifer  
Mitberichterstatter: Prof. Dr. E. Euler  
Prof. Dr. M. Müller-Gerbl  
Mitbetreuung durch die  
promovierte Mitarbeiterin: Dr. med. T. Fischer  
Dekan Prof. Dr. med. D. Reinhardt  
Tag der mündlichen Prüfung: 30. November 2006

**INHALTSVERZEICHNIS**

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG</b>	<b>4</b>
1.1	Wandel in der Wertigkeit bildgebender Verfahren	4
1.2	Die distale Radiusfraktur – Eine Herausforderung für Radiologie und Chirurgie	5
<b>2</b>	<b>FRAGESTELLUNG</b>	<b>14</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAL UND METHODEN</b>	<b>15</b>
3.1	Patientenkollektiv	15
3.2	Untersuchungsmethoden	16
3.2.1	Iso-C 3D	16
3.2.2	Konventionelles Röntgen	21
3.2.3	MRT	27
3.3	Datenerhebung	32
3.3.1	Beurteilungskriterien	33
3.3.2	Statistische Auswertung	36
<b>4</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>40</b>
4.1	Statistische Daten des Patientenkollektivs	40
4.2	Ergebnisse der einzelnen Beurteilungskriterien	41
4.2.1	Kriterium 1: Frakturerkennung	41
4.2.2	Kriterium 2: Verlauf der Frakturlinien	42
4.2.3	Kriterium 3: metaphysäre Fraktur	45
4.2.4	Kriterium 4: Beteiligung der Gelenkfläche	48
4.2.5	Kriterium 5: Stufe in der Gelenkfläche	51
4.2.6	Kriterium 6: Dehiszenz in der Gelenkfläche	54
4.2.7	Kriterium 7: Einteilung nach AO-Klassifikation	57
4.2.8	Kriterium 8: weitere Diagnostik	59
4.2.9	Kriterium 9: Nebenbefunde	60
<b>5</b>	<b>DISKUSSION</b>	<b>62</b>
<b>6</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG</b>	<b>74</b>
<b>7</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b>	<b>76</b>
<b>8</b>	<b>ANHANG</b>	<b>83</b>
8.1	Aufklärungsbögen	83
8.2	AO-Klassifikation	86
8.3	Bildbeispiele der verschiedenen bildgebenden Verfahren: CR, Iso-C 3D; MRT	89
8.4	Danksagung	94
8.5	Lebenslauf	95

# 1 EINLEITUNG

## 1.1 Wandel in der Wertigkeit bildgebender Verfahren

Im medizinischen Alltag spielt die interdisziplinäre Zusammenarbeit der einzelnen Fachbereiche eine wesentliche Rolle. Insbesondere in der Traumatologie arbeiten Chirurgen und Radiologen eng zusammen. Im gemeinsamen Bestreben die Diagnostik und Behandlung laufend zu optimieren verfolgen sie gemeinsame Ziele: Höchstmögliche Präzision sowohl für die bildgebenden Verfahren als auch für die Operationstechniken.

Dabei kommt es in der traumatologischen Diagnostik zu einem Wandel in der Wertigkeit bildgebender Verfahren.

Stand noch vor über 100 Jahren die radiologische Diagnostik mit der Entdeckung der Röntgenstrahlen 1895 durch Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) an ihrem Anfang, so entwickelte sich im Laufe des darauf folgenden Jahrhunderts die Röntgendiagnostik durch den technologischen Fortschritt stetig weiter.

So entstanden auf der Basis der Röntgenstrahlen neben der anfänglichen Röntgenaufnahme des knöchernen Skeletts mittels „Fokusröhre“ (1896), bis Ende der sechziger Jahre des 20. Jahrhunderts eine Reihe bildgebender Verfahren - wie die Magen- Darm- Diagnostik mittels Bariumsulfat 1898, die Urethrographie (erstmalig 1910), die Bronchographie (erstmalig 1918), die Angiokardiographie (erstmalig 1931), die Lymphographie (erstmalig 1952) – um nur ein paar wenige zu nennen. In den siebziger Jahren kam es mit der Einführung der Computertomographie 1971 durch den englischen Ingenieur Godfrey N. Hounsfield und 1977 der Magnetresonanztomographie zu einem bahnbrechenden Fortschritt in der bildgebenden Diagnostik: Erstmals sind Schnittbilddarstellungen des menschlichen Körpers möglich.

Seither führen der technologische Fortschritt und leistungsfähiger werdende Computer dazu, dass sowohl bei der Computertomographie als auch MRT die Schichtdicken immer dünner werden, die Auflösung zunimmt, die Datenaquisition als auch Datenverarbeitung immer schneller von statten geht, und zunehmend dreidimensionale Darstellungen möglich werden. Im medizinischen Alltag sind heutzutage zur Diagnostik von schwerwiegenden Erkrankungen oder komplexen, traumatologischen Frakturen, neben der allgemeinen Anamnese und körperlicher

Untersuchung die bildgebenden Verfahren wie Röntgenaufnahmen (CR) und Sonographie, vor allem aber die Computertomographie und die Magnetresonanztomographie nicht mehr weg zu denken.

Auf der chirurgischen Seite wird das Streben nach Genauigkeit nicht nur durch die exakte radiologische Diagnostik, sondern auch durch den Einsatz von Navigationssystemen und Robotern bei Operationen unterstützt. Durch gesteigerte Präzision und bessere Orientierung können die Eingriffe zunehmender minimal-invasiv gestaltet werden, was den Patienten durch eine Senkung der Zugangsmorbidität zugute kommt.

Dem gegenüber stehen jedoch meist hohe Betriebskosten. Ein hoher Personal- und Materialaufwand sowie eine platzraubende OP-Anordnung müssen meist mit zusätzlicher Operationszeit erkaufte werden. Durch intraoperative Bild- und Computerunterstützung sollen primär die OP-Ergebnisse verbessert und so die postoperative Komplikationsrate gesenkt werden.

## **1.2 Die distale Radiusfraktur – Eine Herausforderung für Radiologie und Chirurgie**

Die distale Radiusfraktur gehört neben der Sprunggelenksdistorsion zu den häufigsten von den Unfallchirurgen behandelten Verletzungen. (9) Sie macht etwa 1/6 aller Frakturen in der chirurgischen Notambulanz aus und ist damit die häufigste Fraktur des menschlichen Skeletts überhaupt.(61) In vielen Fällen ist das Frakturausmaß komplex und stellt hohe Ansprüche an Bildgebung und operative Versorgung, welche im folgenden Teil kurz dargestellt werden soll.

**Anatomische Besonderheiten:** Der distale Radius besteht aus zwei funktionellen Einheiten – zum einen aus dem *Radioulnargelenk*, welches für die Supinations- und Pronationsbewegung des Unterarms verantwortlich ist, und zum anderen aus dem *radio-carpalen Gelenkkomplex*, der sowohl die Extension und Flexion als auch die Abduktion und Adduktion im Handgelenk ermöglicht.

Dabei setzt sich der radio-carpale Gelenkkomplex aus dem *Mediocarpalgelenk* und dem *Radiocarpalgelenk* zusammen. Der Bewegungsumfang kann folgender Tabelle entnommen werden:

<b>Bewegungsumfang [Grad / °]</b>	<b>Gesamt</b>	<b><i>Radiocarpalgelenk</i></b>	<b><i>Mediocarpalgelenk</i></b>
<b>Radialabduktion</b>	25°	15°	10°
<b>Ulnaradduktion</b>	45°	20°	25°
<b>Extension</b>	85°	35°	50
<b>Flexion</b>	85°	50°	35°

**Tabelle 1.2.1** Bewegungsumfänge des radio-carpalen Gelenkkomplexes

Die Gefäßversorgung des Handgelenks entstammt den dorsalen und palmaren Ästen der A. interossea anterior, der A. interossea posterior und der A. ulnaris, wobei der zentrale Teil des Diskus triangularis avaskulär ist. Dadurch kann es hier zu traumatischen Perforationen als auch degenerativen Veränderungen kommen.

Die Gelenkform des distalen Radius ist sowohl *dreiecksförmig*, dessen Dreiecksspitze in die Richtung des Proc. styloideus radii weist, als auch *bikonkav*. Damit ist sowohl die Konkavität in d.p.-Richtung wie in radio-ulnarer Richtung der Gelenkfacetten zum Os scaphoideum und Os lunatum gemeint, denn der Radius artikuliert im radialen Kompartiment des proximalen Handgelenks einerseits mit dem Scaphoid, andererseits mit dem Os lunatum. Abgegrenzt werden die beiden Teilflächen der Gelenkfläche durch einen First, der so genannten *Lunatumfacette*, die bis auf 2 mm Abweichung auf derselben Höhe wie das Ulnarköpfchen liegt. Beträgt die Differenz mehr als 2 mm so spricht man entweder von einer Plus- oder Minusvariante. So wird eine relativ zu lange Ulna als Ulna-Plus-Variante bezeichnet, die zu degenerativen Veränderungen der Diskus triangularis und **ulnolunaren Impingement** führen kann. (57)

Posttraumatische Veränderungen durch Frakturen des distalen Radius können zu einer Ulna-Minusvariante führen und durch eine daraus resultierende vermehrte Belastung der Handwurzelknochen, insbesondere des Os lunatum, zu einer **avaskulären** Nekrose des Lunatum führen.

Bezüglich des Bandapparates ist zu erwähnen, dass dieser sich nach Taleisnik (68) in *intrinsische und extrinsische Bänder* unterteilen lässt. Während die intrinsischen Bänder für eine Verbindung der Karpalknochen untereinander sorgen, verbinden die

extrinsischen den Carpus mit Metacarpus und Radius. Ferner ist der palmare Bandapparat viel stärker ausgebildet wie der dorsale, insbesondere die radio- und ulno-carpalen Bänder.

Zwischen der Ulnakopffläche und den Ossa lunatum et triquetrum befindet sich noch als druckübertragendes, adaptierendes Element der Discus ulnae carpale, der noch zusätzlich Verbindungen zu Os hamatum, triquetrum und metacarpale hat.

**Biomechanik:** Die Kraftübertragung von der Hand auf den Unterarm erfolgt zu 60% über die Achse des distalen Radius, Os scaphoideum und Os lunatum. Die restlichen 40% hingegen verteilen sich auf die Articulatio ulnocarpale, sowie auf die Achse des Caput ulnae, Diskus, Os lunatum und Os triquetrum.

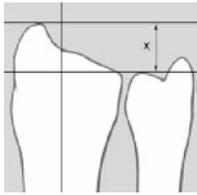
**Frakturhäufigkeit:** Die Fraktur am distalen Unterarmende, die meist trotz unterschiedlichen Erscheinungsformen als „Radiusfraktur loco typico“ bezeichnet wird, zählt zu den häufigsten Frakturen überhaupt. Ihr Anteil an der Gesamtheit aller Frakturen beträgt je nach Studie **(5)**, **(20)**, **(28;30)**, **(30)** zwischen 10 und 25%.

Eine epidemiologische Aufarbeitung der US Medicare Bevölkerungsgruppe über 65 Jahre der Jahre 1986-1990 zeigt einen Anteil von 15% distaler Radius- und Ulnafrakturen an insgesamt 120 000 Frakturen. **(12)** Derzeit liegt die Inzidenz der distalen Radiusfraktur bei etwa 2:1000 Einwohner/Jahr und wird sich aufgrund der Altersstruktur in den westlichen Industrienationen und der damit verbundenen Osteoporosemorbidity bis zum Jahr 2030 um weitere 50% erhöhen. **(61)** Neben der Sprunggelenksdistorsion gehört die distale Radiusfraktur zu den häufigsten von den Unfallchirurgen behandelten Verletzungen, macht etwa 1/6 aller Frakturen in der chirurgischen Notambulanz aus und ist damit die häufigste Fraktur des menschlichen Skelett überhaupt.

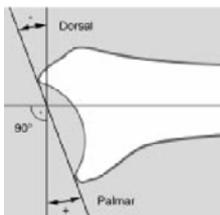
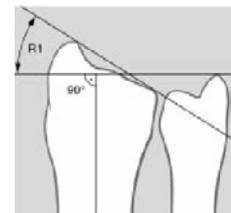
**Verletzungsmechanismus:** Klassischer Unfallmechanismus für die Entstehung einer distalen Radiusfraktur ist der Sturz auf die dorsal extendierte Hand. Hierbei kommt es zu einem Bruch des distalen Radius, welcher nach dorsal luxiert. Allerdings spielt die Handgelenkstellung während der Gewalteinwirkung als auch die Krafteinwirkung eine wesentliche Rolle. Experimentelle Studien von Frykman **(24)** zeigten, dass eine durchschnittliche Krafteinwirkung von 282 kp (140-440 kp) beim

Mann und 195 kp (105-320kp) bei der Frau nötig sind, dass es zum Bruch des distalen Radius kommt.

**Radiologische Beurteilungskriterien:** Zur Bestimmung der Radiuslänge wird zu der Radiuslängsachse eine Senkrechte durch die Spitze des Proc. styl. radii und eine durch den ulnaren Begrenzungspunkt der Radiusgelenkfläche gelegt, dessen durchschnittliche Länge normal 11 bis 12 mm beträgt **(25)**



Der **Radiusbasiswinkel** (*Ulna inclination*) resultiert aus einer Geraden, die die Begrenzungspunkte des Processus styloideus radii und der Radiusgelenkfläche ulnarseitig verbindet, gemessen zur Senkrechten zur Radiusschaftlängsachse. Der Winkel misst normalerweise zwischen 21° und 25° **(27)** (siehe nebenstehende Abbildung).



Der **Palmarwinkel** wird im seitlichen Strahlengang gebildet durch die Verbindung der dorsalen und palmarischen Begrenzungspunkte der Radiusgelenkfläche und deren Winkel zur Längsachse des Radiusschafts. Der Winkelumfang umfasst normalerweise 11° bis 12°, Werte zwischen 2° bis 20° liegen im Normbereich **(27)** (Abb. 8).

### Klassifikation distaler Radiusfrakturen

Früher wurden die Frakturen nach dem Erstbeschreiber benannt. So gab man nach Abraham Colles (1814) der extraartikulären metaphysäre Radiusfraktur mit dorsaler Verschiebung den Namen „**Colles-Fraktur**“ **(14)**.

Hingegen wurde die Fraktur mit palmarer Verschiebung als entgegengesetzte Colles-Fraktur oder **Smith-Fraktur** (1847) **(65)** bezeichnet.

Die Fraktur mit Verschiebung des Carpus, gewöhnlich bei dorsaler Fraktur, erhielt den Namen **Barton-Fraktur** (1838) **(7)**.

Aufgrund der vielfältigen unterschiedlichen Frakturen im Gebiet des distalen Radius, war die Beschreibung der Frakturen durch Eigenamen nicht erschöpfend, so dass eine Vielzahl von verschiedenen Klassifikationen erstellt wurde.

Eine **Systematik der Einteilungen** erfolgt zum einen

- ∅ nach dem Ausmaß der Fraktur **(25), (16), (56)**
- ∅ nach dem Dislokationsgrad **(AO-Klassifikation), (42), (62)**
- ∅ nach der Gelenkbeteiligung **(24), (49), (52)**
- ∅ nach dem Mechanismus der Verletzung **(13), (19)**

Die vier wichtigsten Klassifikationen werden im nächsten Abschnitt kurz erläutert.

So gliedert sich die **Frykman Klassifikation (24)** in 8 Gruppen:

- **Typ I/II:** extraartikulär (**Typ I**), mit Abriß des Proc. styloideus ulnae (**Typ II**)
- **Typ III/IV:** Beteiligung der radio-karpalen Gelenkfläche (**Typ III**) mit Abriß des Proc. styloideus ulnae (**Typ IV**)
- **Typ V/VI:** Beteiligung der radio-ulnaren Gelenkfläche (**Typ V**) mit Abriß des Proc. styloideus ulnae (**Typ VI**)
- **Typ VII/VIII:** Beteiligung beider Gelenkflächen (Typ VII), Abriß des Proc. styloideus ulnae (**Typ VIII**)

Eine Einteilung der **intraartikulären Radiusfrakturen** wurde von **Melone (49)** entwickelt. Dabei werden vier Frakturkomponenten unterschieden:

*Radiusschaftanteil, Processus styloideus radii, dorso-mediales Fragment und palmar-mediales Fragment.*

- ∅ **Typ I** klassifiziert die nicht dislozierte Frakturen. Während es bei
- ∅ **Typ II** zu einer mäßigen bis schweren Verschiebung des medialen Komplexes mit Zerstörung der palmaren und dorsalen Corticalis kommt. Der mediale Komplex liegt disloziert vom Processus-styloideus- Fragment. Die Verkürzung des Radius beträgt dabei über 5 bis 10 mm, der Winkel beträgt mehr als 20°. Ferner wird die **Typ II** Fraktur nochmals unterteilt in
  - **Typ II a** mit palmarer Verschiebung, reponierbar.
  - **Typ II b** mit dorsaler Verschiebung, nicht reponierbar.
- ∅ **Typ III** entspricht Typ II mit zusätzlichem radialem Fragment,
- ∅ **Typ IV** weist eine Rotation der Gelenkflächen auf und
- ∅ **Typ V** beschreibt die Trümmerfraktur.

Die **AO-Klassifikation (53)**, welche seit 1989 besteht, vollzieht die Einteilung nach morphologischen Kriterien. Sie umfasst 27 Subtypen und ist damit die ausführlichste Klassifikation. Die Frakturen sind nach zunehmenden Schweregrad entsprechend ihrer morphologischen Komplexität, dem Schwierigkeitsgrad ihrer Behandlung und ihrer Prognose geordnet und lassen ferner Rückschlüsse auf die Stabilität und damit auch auf die Therapie zu. So bezeichnet A1 die einfachsten Frakturen mit der besten Prognose, C3 hingegen klassifiziert die schwierigste Fraktur mit der schlechtesten Prognose:

- **Typ A:** Fraktur extraartikulär
- **Typ B:** Fraktur teilweise intraartikulär
- **Typ C:** Fraktur vollständig intraartikulär

Eine noch recht neue und daher noch nicht so verbreitete Klassifikation aus dem Jahr 1996 stammt von **Fernandez und Jupiter (22)**. Diese berücksichtigt in ihrer Einteilung die kausalen biomechanischen Kenntnisse der Frakturstehung. Auf dieser Grundlage resultieren **5 Frakturtypen**, woraus sich unterschiedliche Therapieformen ergeben. Folglich differenzieren Fernandez und Jupiter folgende Kategorien:

1. Biegungsbrüche der Metaphyse
2. Scherungsbrüche der Gelenkfläche
3. Kompressionsbrüche der Gelenkfläche
4. Avulsionsbrüche der ligamentären Insertionsflächen
5. Kombinierte Verletzungen und Hochrasanztraumen

**Tabelle 1.2.2 Fraktуреinteilung nach Fernandez und Jupiter**

Zugleich erfolgt eine Einteilung bezüglich der Beteiligung des distalen Radioulnargelenks in:

1. stabile Läsionen
2. instabile Läsionen
3. potentiell instabile Läsionen

**Therapie der distalen Radiusfraktur:**

Die Wahl der richtigen Therapie bei der distalen Radiusfraktur mit ihrer Vielzahl verschiedener Frakturformen gestaltet sich nicht ganz einfach, da es kein einheitliches Therapiekonzept gibt und Therapieempfehlungen von Schule zu Schule variieren. **(58)** So kann die distale Radiusfraktur loco typico entweder konservativ oder durch operative Verfahren versorgt werden **(8),(25), (36), (40), (55), (63) (64), (67)**

Die nachfolgenden Stabilitäts- und Instabilitätskriterien können dem Chirurgen eine Hilfestellung für das weitere Vorgehen geben, wie nachfolgende Tabellen veranschaulichen sollen: **(12)**

Kriterien der stabilen Fraktur	Kriterien der Instabilität nach Jupiter: <b>(1) (32)</b>
Ø Keine Dislokation	Ø Dorsale Trümmerzone
Ø Extraartikulärer Einspaltbruch	Ø Mehrfragmentfraktur
Ø Verlust der radialen Länge <2mm	Ø Verlust der radialen Länge > 2mm
Ø Dorsale Abkipfung < 20°	Ø Dorsalkippung >20 Grad
Ø Keine assoziierte Ulnafraktur	Ø Assoziierte Ulnafraktur
Ø Radioulnare Stabilität	Ø Radio-ulnare Instabilität

**Tabelle 1.2.3 Kriterien der stabilen Fraktur und der Instabilität**

Kriterien der Instabilität nach AWMF:
Ø Tendenz zur Redislokalisierung
Ø Dorsalkippung des peripheren Fragmentes über 20°
Ø Palmarkippung des peripheren Fragmentes bei schrägem Frakturverlauf
Ø Abbruch einer beugeseitigen Gelenkklippe
Ø Dorsale und/oder palmare dislozierte Kantenfragmente
Ø Trümmerzonen mit relevanter Verkürzung des Radius
Ø Basisnaher Abbruch des Proc. styloideus ulnae und/oder dislozierte Trümmerfraktur
Ø Radio-ulnare Dissoziation

**Tabelle 1.2.4 Kriterien der instabilen Fraktur nach AWMF**

Liegt eine *stabile Fraktur* nach den oben genannten Kriterien vor, so kann eine konservative Behandlung angegangen werden. In der Regel kann ohne Anästhesie, oft auch ohne Reposition ein zirkulärer Gips für 5 Wochen angebracht werden. Die Frakturstellung bzw. die Frakturverheilung soll in regelmäßigen Abständen kontrolliert werden. **(12)**

Wird die Fraktur als instabil eingestuft, so kann die operative Versorgung der Fraktur mittels mehrerer Methoden erfolgen:

- Ø **Bohrdrahtosteosynthese**
- Ø **Plattenosteosynthese**
- Ø **Externe Fixation, extra- oder transartikulär**
- Ø **Kombinationen. (12)**

Richtlinien über die exakte Vorgehensweise bei operationspflichtigen Frakturen gibt es, wie bereits erwähnt nicht.

H.J. Oestern **(55)** empfiehlt für die unterschiedlichen Brüche nach AO-Klassifikation unterschiedliche Osteosyntheseverfahren:

Osteosyntheseverfahren	Fraktur nach AO-Klassifikation
Bohrdrahtsynthese (Kirschnerdrahtfixierung)	A3- und C1-Frakturen
Schraubenosteosynthese	B1-Frakturen
Plattenosteosynthese (dorsal)	B2-Frakturen
Plattenosteosynthese (volar)	B3-Frakturen
Fixateur externe	C2- und C3-Frakturen

**Tabelle 1.2.5 Wahl der Osteosyntheseverfahren**

C. Dumont weitet die Indikationstellung für die Plattenosteosynthese, genauer gesagt der palmaren T-Platte, noch aus:

- Ø Geschlossene, erstgradig offene und bei
- Ø Geringer Kontamination, zweitgradig offene distale Radiusextensionsfraktur vom Typ A3 und C1-C3 der AO-Klassifikation
- Ø B1- und B2 Frakturen, bei denen die Schrauben oder Kirschnerdraht-Osteosynthese nicht ausreicht

Die vorangegangene Auflistung der Wahlmöglichkeiten von Osteosyntheseverfahren macht bereits deutlich, dass die Frakturversorgung komplexer Frakturen keine leichte Aufgabe für den Operateur darstellt und intraoperativer Bildgebungsverfahren bedarf, um ein adäquates Operationsergebnis zu erzielen.

Deshalb ist sowohl in der Traumatologie als auch Orthopädie bei der Durchführung von Osteosynthesen ein fahrbares C-Bogen-Gerät als Durchleuchtungsgerät bei der Operation kaum wegzudenken. Der C-Bogen dient dem Operateur dazu, intraoperative Repositionen von Frakturen zu kontrollieren, die korrekte Lage des eingebrachten Osteosynthesematerials - in Form von Drähten, Schrauben und Platten – zu überprüfen oder aber das Operationsergebnis zu dokumentieren.

Bei neurochirurgischen Eingriffen am Schädel oder komplexen, (gelenknahen) Frakturen der Extremitäten werden meist präoperativ CT-Bilder angefertigt, um sich einen genauen Überblick der Fraktur - deren Verlauf, der Fragmentanzahl, der Lokalisation der Fragmente, sowie einer möglichen Gelenkflächenbeteiligung – zu verschaffen. Im Bezug auf die Bildinformation sind hier dem konventionellen Röntgenbild gegenüber der Computertomographie (CT) als Schnittbildverfahren Grenzen gesetzt. Aus den genannten Gründen resultiert die Forderung der Chirurgen nach einem Durchleuchtungsgerät, das auch intraoperativ aktualisierbare CT-Schnittbilder akquirieren kann, - dem Iso-C 3D.

Zusammen mit dem Institut für Klinische Radiologie, der Chirurgischen Klinik (Klinikum der Universität München Innenstadt) und der Siemens AG, (Siemens Medical Solutions) erfolgte die Entwicklung des Prototyps Iso-C 3D, basierend auf einer herkömmlichen C-Bogen-Röntgenanlage, die in der Lage ist, CT-Schnittbilder zu erzeugen. Das Gerät erhielt im August 2001 die technische Zulassung und kam in dieser Studie erstmals an Patienten zum Einsatz.

## 2 FRAGESTELLUNG

In der vorliegenden Studie sollte anhand komplexer, gelenknaher Frakturen des distalen Radius, sowie Frakturen peripherer Gelenke das neue Siremobil Iso-C 3D mit etablierten bildgebenden Verfahren (CR, MRT) verglichen werden und folgende Fragen beantwortet werden:

- Ø Können mittels 3D C-Bogen frakturbedingte Veränderungen an Gelenkflächen ausreichend beurteilt werden?
- Ø Ist der 3D C-Bogen bezüglich der Frakturbeurteilbarkeit mit etablierten Schnittbildverfahren vergleichbar und damit dem konventionellen Röntgenbild überlegen?
- Ø Kommen verschiedene Radiologen (Auswerter) bei den Bildern der einzelnen Modalitäten, insbesondere dem Iso-C 3D, zu den gleichen Aussagen?
- Ø Wo sind die Limitationen des Iso-C 3D?

### **3 MATERIAL UND METHODEN**

#### **3.1 Patientenkollektiv**

##### **Einschlusskriterien**

Für die vorliegende Studie zur Bewertung peripherer Gelenkfrakturen mit dem neuen Siremobil Iso-C 3D wurden Patienten aus der chirurgischen Ambulanz der Chirurgischen Klinik und Poliklinik Innenstadt der LMU – München ausgewählt, die sich im Zeitraum von August 2001 bis Oktober 2002 mit einer frischen Fraktur an peripheren Gelenken vorstellten. Dabei wurde routinemäßig für die primäre Frakturdiagnostik ein konventionelles Röntgenbild in zwei Ebenen angefertigt.

Zur Aufnahme des Patienten in die Studie mussten folgende Kriterien erfüllt sein:

- ü Eingeschlossen waren Frakturen am Handgelenk, Ellenbogen, Knie und Sprunggelenk. Alle Frakturen anderer Lokalisation galten als Ausschlusskriterium.
- ü Frakturen mit sicherer Beteiligung der Gelenkfläche oder Verdacht auf Gelenkflächenbeteiligung anhand des initialen Röntgenbildes. Frakturen, die zweifelsfrei nicht die Gelenkfläche betrafen, waren ausgeschlossen, ebenso Frakturen, die bereits versorgt waren.

Waren diese Einschlusskriterien erfüllt, folgten die allgemeine Erläuterung der Studie, sowie der weitere Ablauf der Untersuchung. Eine schriftliche Einverständniserklärung für die jeweiligen Untersuchungen wurde vom Patienten eingeholt.

## **Patientenaufklärung über den Studienablauf**

Die Patientenaufklärung erfolgte über einen standardisierten Aufklärungsbogen, sowohl für den Iso-C 3D Scan als auch einen für die MRT-Untersuchung (*siehe Kapitel 8.1*).

Dabei wurde dem Patienten eingehend erklärt, dass aufgrund seiner im konventionellen Röntgenbild (CR) ersichtlichen komplexen Fraktur mit fraglicher Gelenkflächenbeteiligung weitere radiologische Diagnostik in Form eines Schnittbildverfahrens für die Therapieplanung erforderlich ist.

Zur Schnittbilddiagnostik wurde im Rahmen der Studie anstelle einer üblicherweise bei komplexen Gelenkfrakturen durchgeführten computertomographischen Untersuchung (CT), ein 3D Scan mit dem Iso-C 3D angefertigt. Der Patient wurde über Funktionsweise, Untersuchungsablauf, Untersuchungsdauer, Lagerung und Strahlenbelastung des neuen Geräts unterrichtet. Zusätzlich wurde eine schriftliche Einverständniserklärung eingeholt. (*siehe Kapitel 8.1: Aufklärungsbogen für die Untersuchung mit dem 3D C-Bogen Teil 1 und 2*) Es wurde darauf hingewiesen, dass diese neuartige Untersuchung keine höhere Strahlenbelastung als bei der Computertomographie für den Patienten bedeute **(44) (59)**. Zusätzlich wurde eine MRT der entsprechenden Frakturregion angefertigt, um einen Vergleich mit einem etablierten Schnittbildverfahren zu haben und gleichzeitig keine zusätzliche Strahlenbelastung des Patienten zu verursachen. Auch über die MR-Untersuchung wurde der Patient eingehend aufgeklärt (*siehe Kapitel 8.1*). Kontrastmittel wurde bei der Untersuchung nicht appliziert.

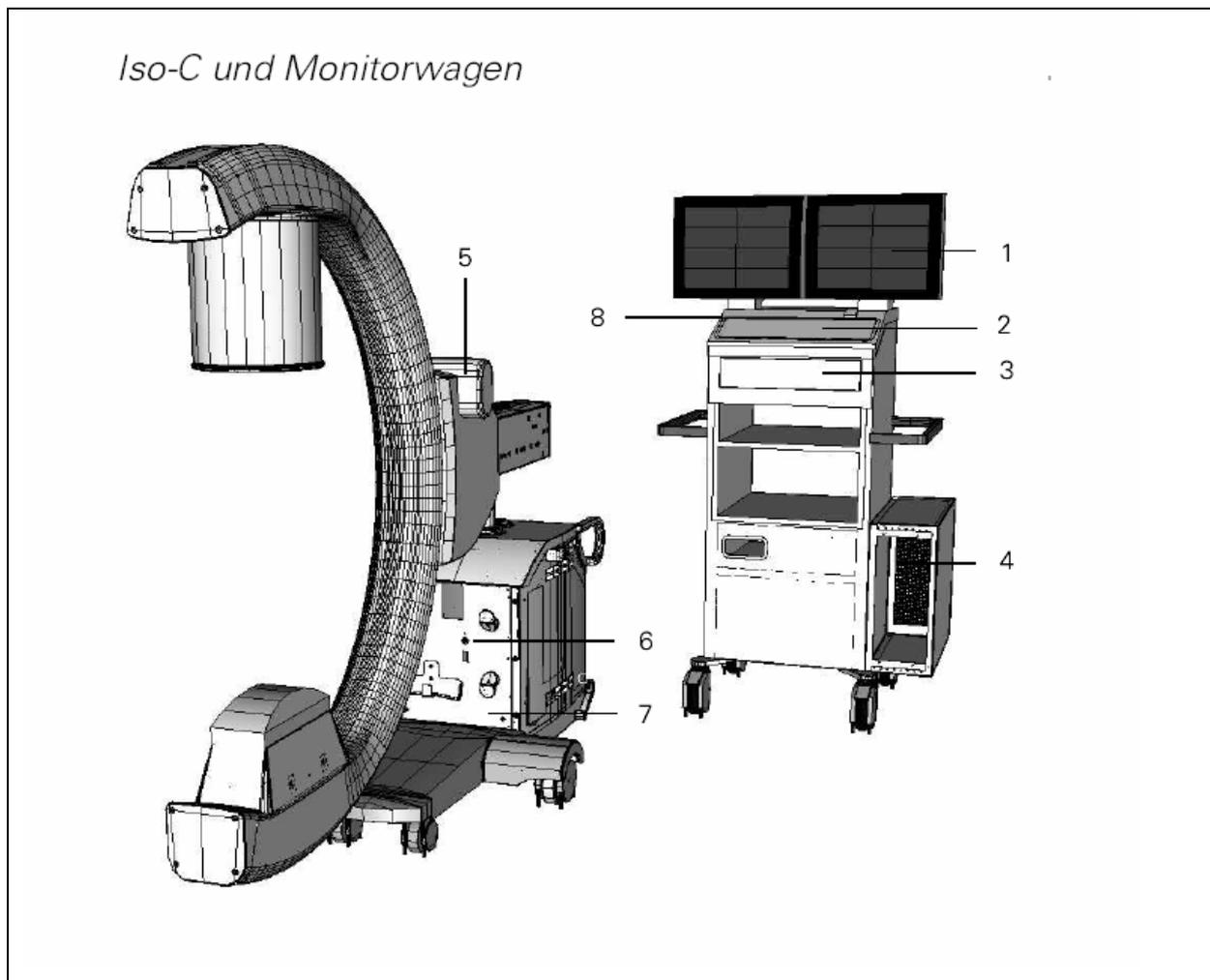
## **3.2 Untersuchungsmethoden**

### **3.2.1 Iso-C 3D**

Das Siremobil Iso-C 3D der Firma Siemens basiert auf einem herkömmlichen, mobilen C-Bogen Gerät, das mit den Betriebsfunktionen kontinuierliche und gepulste Durchleuchtung, digitale Radiographie (DR-Mode) zur Erstellung von Einzelbildern, sowie einem Modus zur Erzeugung von Subtraktionsbildern in der interventionellen Gefäßchirurgie ausgestattet ist.

Gegenüber anderen C-Bögen unterscheidet sich der 3D C-Bogen durch eine optional zuschaltbare Motorsteuerung der 180° - Orbitalbewegung und eine Workstation zur 3D Bildrekonstruktion und Visualisierung.

Der genaue Aufbau kann folgender Abbildung entnommen werden:



**Abbildung 3.2.1.1** Aufbau des Siremobils Iso-C 3D aus der Anlagengebrauchsanweisung „Siremobil Iso-C 3D-Erweiterung SPR2-230-621.09.03.01“

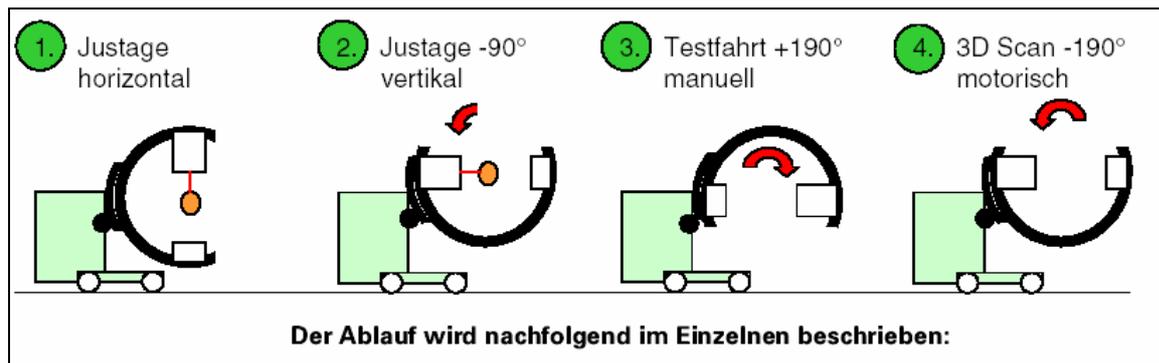
- (1) 3D Monitor
- (2) Memoskop Tastatur für 2D Betrieb
- (3) Schubladenauszug mit Tastatur und Maus für 3D Betrieb
- (4) 3D Workstation
- (5) motorischer Antrieb
- (6) Steckstelle 3D Option
- (7) Steckstelle für (Litho-)/Röntgenkombination
- (8) Steckstelle für Netzanschluß zum Krankenhaus

Das Siremobil besteht zum einen aus dem **IsoC-Bogen** mit dem für die 3D-Bildakquisition zuschaltbaren Motor für die isozentrische Orbitalbewegung **(5)** und diversen Steckstellen **(6, 7, 8)** - für den reinen Durchleuchtungs- Modus **(7)**, den 3D-Modus und für die weitere Datenverarbeitung der intraoperativ gewonnenen Bilder im krankenhausinternen Informationsnetz. Zum anderen besteht das Gerät aus dem **Monitorwagen**, der sich aus der 3D Workstation, (zur Berechnung der 3D-Datenvolumens aus den 2D Projektionsaufnahmen), einer Eingabehilfe bzw. Steuerungshilfe **(2,3)** für den jeweiligen 2D- oder 3D-Betrieb und den 2 Monitoren für die Visualisierung der Bilddaten zusammensetzt. Dabei arbeitet das Gerät mit einem 23 cm großen Bildverstärker und einer Bildmatrix von 512 x 512 Pixel. Um das Bildrauschen zu verbessern und die 3D-Rekonstruktion zu beschleunigen werden mittels Software je 4 Pixel zu einer 256 x 256 Matrix zusammengefasst. Das Bewegungsmaß des C-Bogens ist wie folgt:

Ø C-Bogen Orbitalbewegung:	190° (± 95°)
Ø C-Bogen Angulation:	± 190°
Ø C-Bogen Schwenkbewegung:	±10°
Ø C-Bogen Eintauchtiefe:	71,4 cm
Ø C-Bogen Vertikalhub:	40 cm

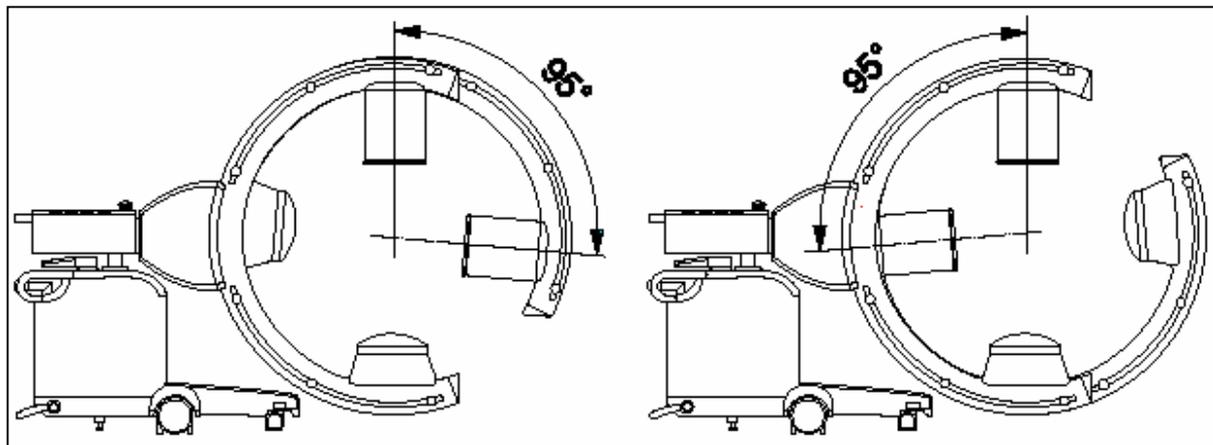
### **Ablauf eines 3D Scans mit dem Iso-C 3D**

Nachdem die Patienten über die Studie und den 3D C-Bogen schriftlich aufgeklärt wurden [Aufklärung im Anhang] erfolgte die richtige Positionierung des zu untersuchenden Objekts (Patient bzw. Körperteils), wobei das Objekt mittels BV - Laserlichtvisier genau in das Isozentrum des C-Bogens gebracht werden muss. Wie nachfolgende Abbildung zeigt, erfolgt die Justierung zunächst in horizontaler Stellung, dann in -90° vertikaler Stellung. Es wird daraufhin eine manuelle Testfahrt von + 190° durchgeführt, um eine Kollision mit möglichen Hindernissen auszuschließen. Ist dies geschehen, kann der 3D Scan erfolgen.



**Abbildung 3.2.1.2** Ablauf des 3D-Scans aus der Anlagengebrauchsanweisung „Siremobil Iso-C 3D-Erweiterung SPR2-230-621.09.03.01“

Während der automatisierten kontinuierlichen orbitalen, isozentrischen Rotation um 190° wird eine feste Zahl von Durchleuchtungsbildern in festen Winkelabständen aufgenommen.



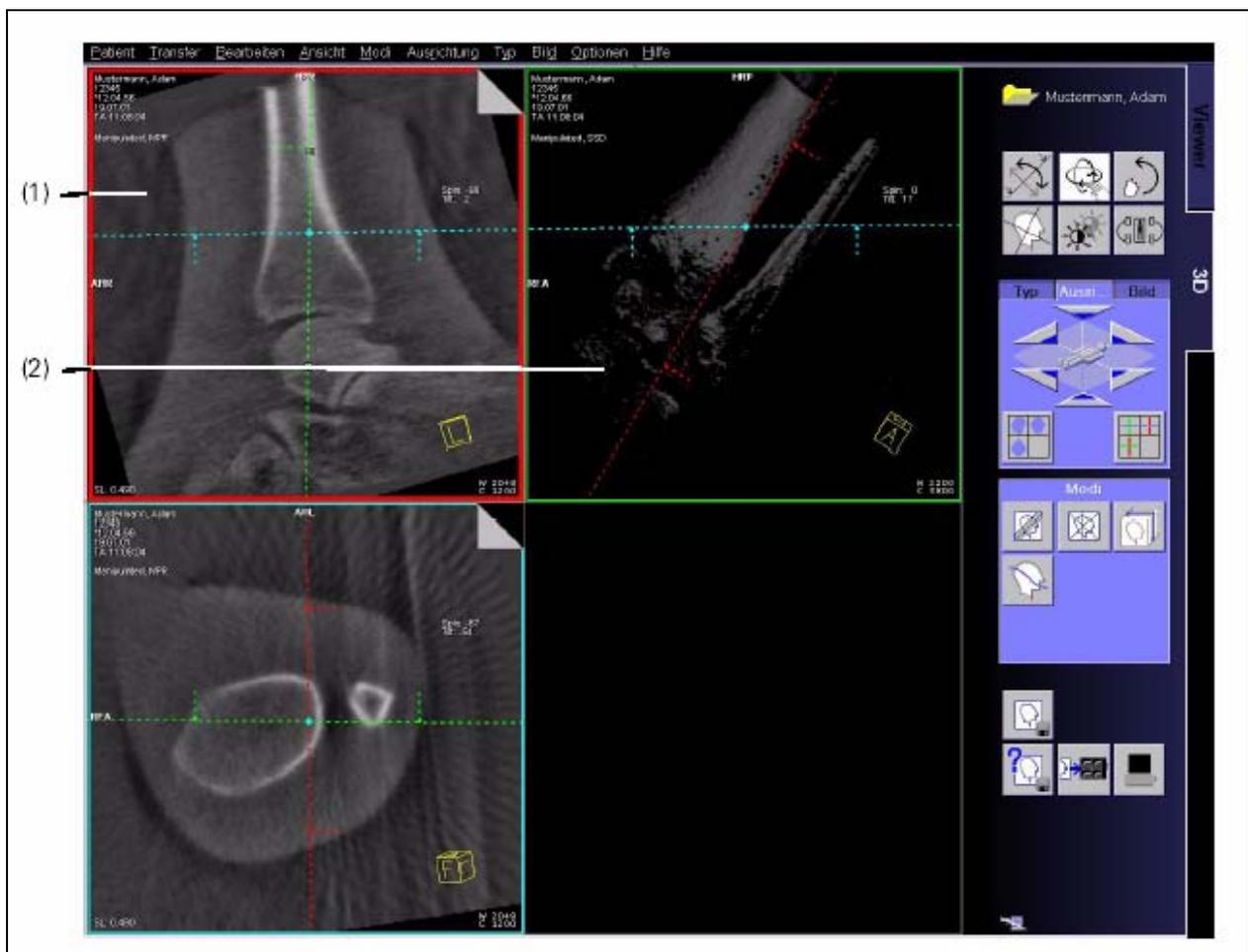
**Abbildung 3.2.1.3** Bewegungsumfang des Iso-C 3D aus der Anlagengebrauchsanweisung „Siremobil Iso-C 3D-Erweiterung SPR2-230.621.04.04.01“

Die Zahl der digitalen Projektionsaufnahmen beträgt dabei entweder 50 oder 100, abhängig von der gewünschten Bildqualität und Scandauer - 100 Projektionsaufnahmen bei längerer Scandauer (120 sec.) und höherer Bildauflösung oder 50 Projektionsaufnahmen bei geringer Auflösung und schnellerer Scandauer (60sec.). Das isozentrische Design des C-Bogens gewährleistet, dass sich der Zentralstrahl immer im Drehzentrum der Orbitalbewegung befindet, was für die Berechnung der 3D-Rekonstruktionen aus den zweidimensionalen Röntgenbildern essentiell ist.

Aus den Projektionsbildern wird mittels spezieller Algorithmen daraus ein Datenwürfel von 11 cm Kantenlänge, bestehend aus isotropen Voxeln im Submillimeterbereich errechnet.

Somit besitzen die Datensätze in coronarer, transversaler und sagittaler Richtung die gleiche Ortsauflösung.

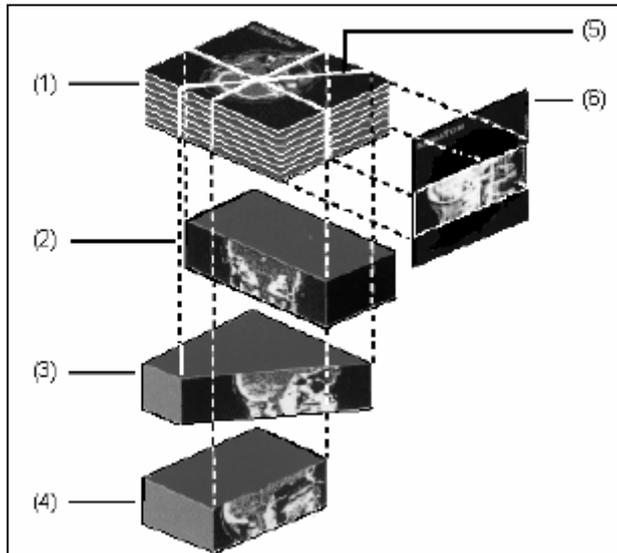
Mit Hilfe der *syngo* –Oberfläche (Siemens MED: S2.) können die Projektionsbilder nun wahlweise entweder als **multiplanare Rekonstruktion (MPR)** in beliebiger Schichtorientierung, **(1)**, oder als **schattierte Oberflächendarstellung (SSD =engl.: surface shaded display)**, **(2)**, in den vier Betrachtungsfenstern visualisiert und nachbearbeitet werden.



**Abbildung 3.2.1.4** Syngo- Oberflächen des Iso-C 3D Monitors aus der Anlagengebrauchsanweisung „Siremobil Iso-C 3D-Erweiterung SPR2-230-621.09.03.01“

**(1) MPR-Bild.** (=multiplanare Rekonstruktion)

**(2) SSD-Bild** (=surface shaded display)



Mit der **multiplanaren Rekonstruktion** kann man Schnittbilder in beliebiger Schichtebene in einer vom Untersucher bestimmten Ansicht und Position im Volumendatensatz erstellen. Es können einzelne Bilder oder auch eine Reihe von Bildern als Serie rekonstruiert werden.

**Abbildung 3.2.1.5** Bildrekonstruktionen des Iso-C 3D aus der Anlagengebrauchsanweisung „Siremobil Iso-C 3D-Erweiterung SPR2-230-621.09.03.01“

- (1) transversal / axial
- (2) coronar
- (3) paraxial
- (4) sagittal
- (5) paraxial
- (6) sagittal

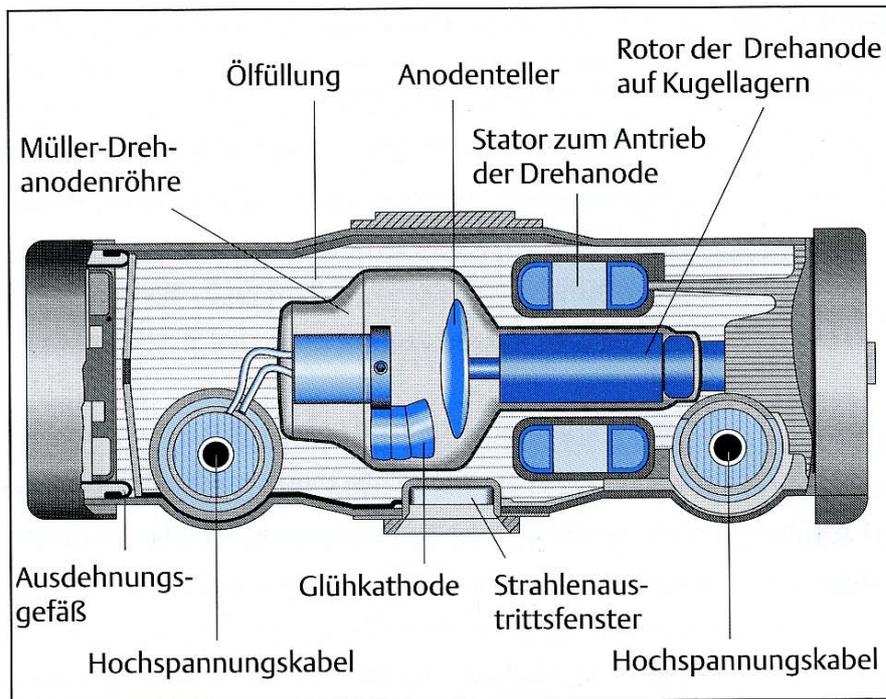
### 3.2.2 Konventionelles Röntgen

#### **Einführung**

Um eine Röntgenuntersuchung durchführen zu können, müssen zum einen Röntgenstrahlen erzeugt werden. Ihre wichtigste Eigenschaft ist ihre Fähigkeit Stoffe, bzw. das zu untersuchende Objekt zu durchdringen. Zum anderen muss man die unsichtbaren Röntgenstrahlen, die bei Durchdringung des Untersuchungsobjekts abgeschwächt werden, für den Untersucher sichtbar machen.

Zunächst soll anhand des Aufbaus der Röntgenröhre die Entstehung der Röntgenstrahlen erklärt werden. Im weiteren Teil soll die Detektion der Röntgenstrahlen veranschaulicht werden.

### Aufbau der Röntgenröhre



**Abb. 3.2.2.1** Aufbau der Röntgenröhre (aus „Einführung in die Radiologie“ von Egon Büchler, Klaus Jürgen; 11. völlig überarbeitete Auflage; Thieme)

### Erzeugung von Röntgenstrahlen

Zunächst wird in der Vakuumröhre zwischen einer Glühkathode und einer Anode eine Hochspannung angelegt. Dabei werden aus der über  $2000^{\circ}$  heißen **Glühkathode** (Wolframdrahtspirale) Elektronen freigesetzt. Diese werden aufgrund der anliegenden Hochspannung mit hoher Geschwindigkeit zur **Anode** beschleunigt, wo sie dann abgebremst werden.

Da der Aufschlagpunkt (= auch Brennfleck oder Fokus genannt) der Elektronen auf der Anode kleiner ist als der Entstehungsort der Elektronenquelle, muss der Elektronenstrahl fokussiert werden. Dazu dient die **Fokussierungseinrichtung**, welche aus einem Kathodenbecher (Wehnelt-Zylinder) besteht. Der innen abgeschrägte Kathodenbecher liegt semizirkulär um die Glühwendel und bewirkt durch seine negative Ladung eine Bündelung der Feldlinien in der Anode, und damit auch den Weg der emittierten Elektronen.

Durch den Elektronenaufprall auf einer nur wenige Atomabstände betragenden Strecke auf die Anode wird ein kleiner Teil der kinetischen Energie durch Wechselwirkungen mit den Atomen in kurzwellige elektromagnetische Strahlen, den

sog. Röntgenstrahlen umgewandelt. Der größere Teil der Energie wandelt sich in Wärme um.

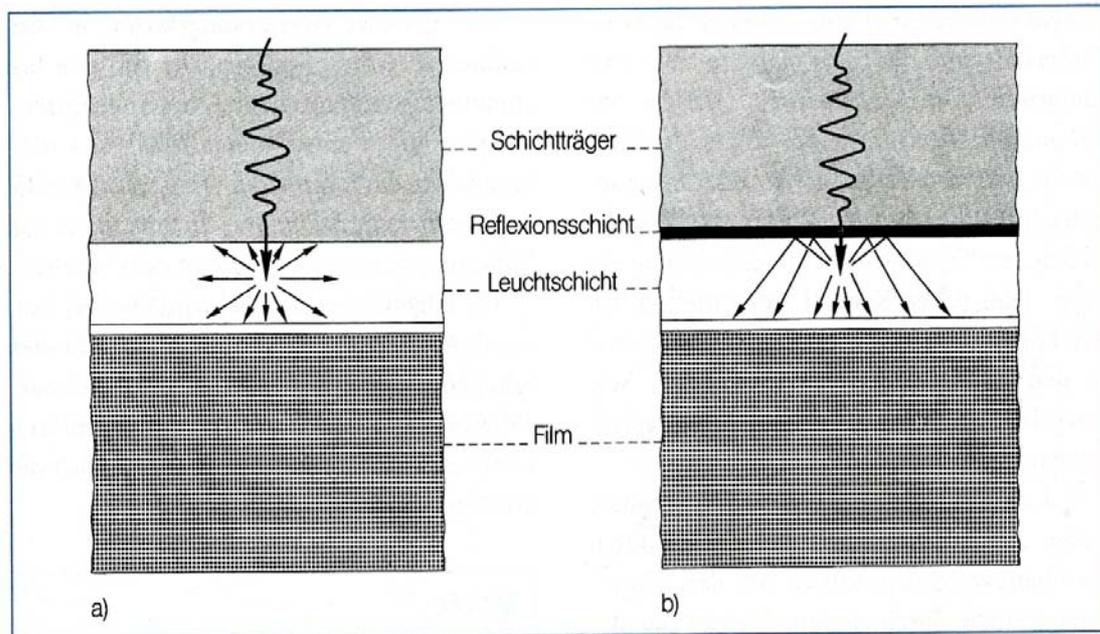
Um eine günstigere Wärmeabfuhr zu erreichen, wird die Anode als Anodenspur auf einem sich schnell drehenden Anodenteller (meist aus Wolfram) ausgeführt. Darüber hinaus liegt die Röntgenröhre in einem von Kühlungsöl umgebenem Bleigehäuse.

Die so erzeugten Röntgenstrahlen werden im Körper des Patienten durch Streuung und Absorption geschwächt. Dabei ist das Durchdringungsvermögen der Röntgenstrahlen abhängig von der Energie bzw. der Wellenlänge der Strahlen. So überwiegt bei energieärmer (langwelliger) Strahlung, wie es bei der Mammographie der Fall ist, die Absorption und erklärt dadurch den hohen Weichteilkontrast. Energiereiche (kurzwellige) Strahlen besitzen hingegen ein größeres Durchdringungsvolumen – hier überwiegt aber das Phänomen der Streuung bzw. die Streustrahlung. Darüber hinaus ist der Grad der Absorption von der Dichte und Dicke sowie der chemischen Zusammensetzung, d.h. der Ordnungszahl des durchstrahlten Körpers abhängig. Der Anteil der Strahlung, der nicht absorbiert wird, also die Materie durchdringt, dient der Bilderzeugung.

Wegen der fast vollständigen Resorption weicher Strahlen im Gewebe und der damit verbundenen größeren Schädlichkeit für den Menschen, wird man durch den Einsatz von Filtern (=Aufhärtungsfiltern) eine Aufhärtung der Strahlen erreicht.

### ***Detektion der Röntgenstrahlen***

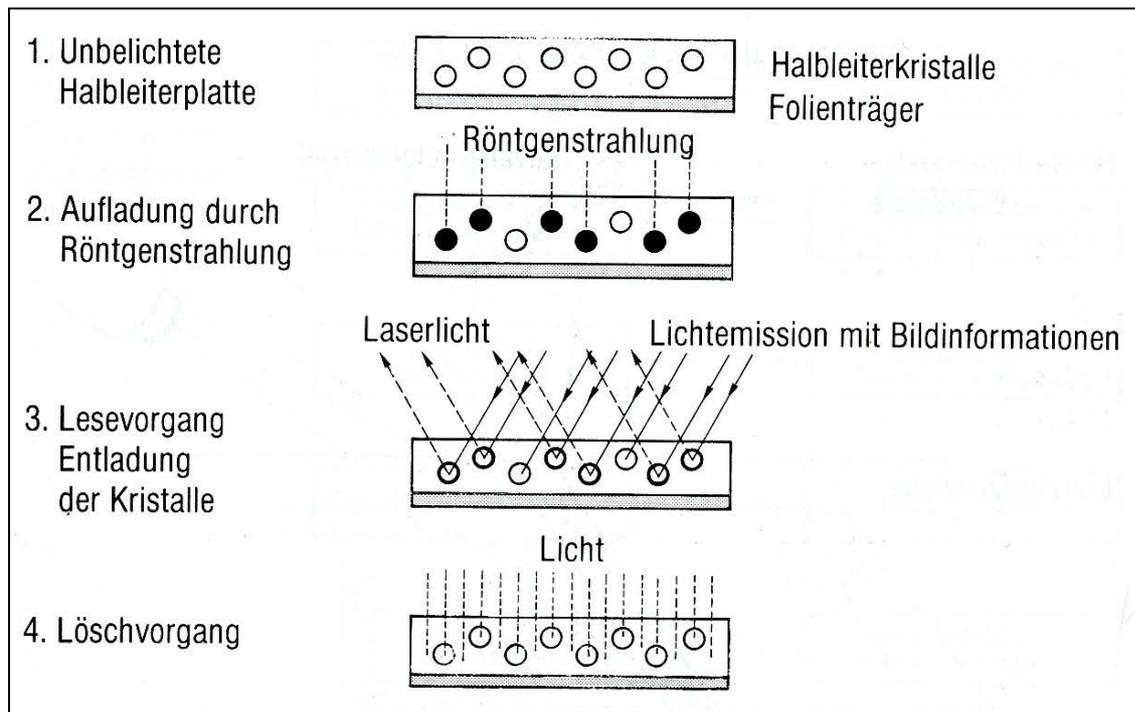
Röntgenstrahlen lassen sich durch eine Vielfalt von Detektoren sichtbar machen. Die „klassische“ Aufzeichnung der Röntgenstrahlen erfolgte über ein so genanntes Film-Foliensystem: In die Röntgenfilmkassette wurden sowohl an Vorder- und Rückseite des doppelseitig beschichteten Röntgenfilms Verstärkerfolien (bestehend aus 250µ dicken Polyester-Trägerplatte 0,1- 0,3 mm dicken Fluoreszenzschicht) eingeklebt. Diese absorbieren Röntgenstrahlen und emittieren Fluoreszenzlicht, dessen Leuchtbild auf den Film übertragen wird. Grund für die Anbringung dieser Verstärkerfolien ist die Tatsache, dass der direkte Anteil der Filmschwärzung durch Röntgenstrahlen nur 5% beträgt. 95 % der Filmschwärzung übernehmen die Verstärkerfolien, wodurch erheblich Dosis eingespart werden kann.



**Abb. 3.2.2.2** Wirkungsweise der Reflexionsschicht einer Verstärkerfolie: Die auf den Film auftreffende Photonenzahl wird nahezu verdoppelt (aus „Medizinische Strahlenkunde“ von Günter Goretzki; 2. Auflage; Elsevier Urban&Fischer Verlag)

Stand der Technik in der Röntgendiagnostik ist heute jedoch die digitale Lumineszenzradiographie (**DLR**), auch **digitale Speicherfolienradiographie** genannt. Die DLR benützt lumineszenzfähige Halbleiterplatten, die das latente Bild speichern. Dazu sind keine Änderungen an der bisherigen Röntgenaufnahmetechnik erforderlich. So werden auf optoelektronischem Wege Bildinhalte in digitale Bildsignale umgewandelt. Nach Auslesen der Bildinhalte können die Halbleiterplatten wieder verwendet werden. Das Aufnahmesystem besteht aus einer Kassette, welche nur noch eine Folie enthält, die mit einer lichtstimulierbaren Schwermetallhalogenidphosphorverbindung beschichtet ist.

Auf der Halbleiterfolie wird das aus dem Patienten austretende Strahlenbild zunächst gespeichert. Die Energiezuführung durch Röntgenquanten bewirkt, dass ein großer Teil der Elektronen im Kristall in einem höheren energetischen Niveau eingefangen wird. Erfolgt keine Nachbearbeitung, bleibt das Ladungsbild für den Zeitraum von 7 Stunden erhalten. Ein Helium-Neon-Laserstrahl dient der Auslesung der Halbleiterplatten: durch die Zuführung von Energie des Lasers werden die angeregten Elektronen im Kristallgitter unter Lichtemission in ihren energetischen Grundzustand zurückgeführt. Ein Photomultiplier misst dabei die Lichtemissionen und wandelt diese in digitale Signale um, aus denen schließlich das Röntgenbild generiert wird, das dann zur Endspeicherung kommt.



**Abb. 3.2.2.3** Schematische Darstellung der Funktionsweise der DLR (aus „Technik der medizinischen Radiologie“ von Th. Laubenberger, J. Laubenberger; 6 Auflage; deutscher Ärzteverlag)

Alle Röntgenbilder wurden an dem Röntgengerät Siemens Optikop 150/40/80 angefertigt. Generelles Funktionsprinzip der Röntgenröhre sowie die Speicherung der Röntgenaufnahme mittels digitaler Speicherfolienradiographie wurde bereits in der Einleitung erwähnt. **(41)** Die jeweiligen Parameter wie Röntgenspannung (kV), Röntgenstrom (mAs), Röhrenbildabstand (cm), sowie Lagerung erfolgten nach folgendem **CR – Untersuchungsprotokoll:**

**CR – Untersuchungsprotokoll**

Fraktur	Ansicht	kV	mAs	ms	Röhren-Bildabstand
Kniegelenk	Ap.	60	4,5	10	115 cm
	seitlich	60	4,5	10	115 cm
Handgelenk	Ap. (dorso-volar)	55	5	12,1	115 cm
	seitlich	55	8	19,4	115 cm
Sprunggelenk	Ap.	57	5	10,7	115 cm
	seitlich	57	4,5	10,5	115 cm
Ellenbogen	Ap.	50	5,6	15,2	115 cm
	seitlich	50	5,6	15,2	115 cm

**Tabelle 3.2.2.1** CR-Untersuchungsprotokoll

So wurde bei distaler bzw. suprakondylärer Femurfraktur oder Tibiakopffraktur eine Röntgenübersichtsaufnahme des **Kniegelenks** mit folgender Lagerung durchgeführt:

- ∅ *Anterior-posteriore Aufnahme* (= ap): Rückenlage; Bein gestreckt, Fuß orthogonal zur Tischplatte; Fixierung des Unterschenkels; Schutz des Körperstammes mit Bleigummi;
- ∅ *Seitliche Aufnahme*: Seitenlage; Kniegelenk 30° gebeugt, mit der Außenseite aufliegend; Kniegelenkspalt in Filmmitte, Patella orthogonal zur Auflagefläche; Unterschenkel parallel zur Kassettenebene; Schutz des Körpers mit Bleigummi;

Bei Frakturen des **Sprunggelenks** wurde gemäß CR-Untersuchungsprotokoll eine Röntgenübersichtsaufnahme des Sprunggelenks mit folgender Lagerung durchgeführt:

- ∅ *Anterior-posteriore Aufnahme*(= ap): Rückenlage; Beingestreckt und Fuß 10° innenrotiert; Fixierung des Fußes (Sandsack); Schutz des Körpers mit Bleigummi;
- ∅ *Seitliche Aufnahme*: Seitenlage, Außenknöchel auf Kassette und Innenknöchel genau darüber; Zehen unterpolstern, so dass die Fersenbeinachse parallel zur Kassette verläuft; Schutz des Körpers mit Bleigummi;

Eine Röntgenaufnahme des **Handgelenks** diene zur Diagnose von Frakturen am distalen Radius mit folgender Lagerung:

- ∅ *Anterior-posteriore Aufnahme* (= ap) bzw. *dorsovolar*: Patient sitzt seitlich zum Tisch; Unterarm und Handgelenk volar aufliegend; Finger leicht zur Faust geballt; Fixation des Unterarms mit Sandsack; Schutz des Körpers mit Bleigummi;
- ∅ *Seitliche Aufnahme*: Patient sitzt seitlich zum Tisch; Unterarm und Handgelenk liegen seitlich auf der Kassette; and zur Faust geformt; Ulnaköpfchen in Filmmitte; Fixation des Unterarms mit Sandsack; Schutz des Körpers mit Bleigummi;

Bei Frakturen des Radiusköpfchens wurde gemäß CR-Untersuchungsprotokoll eine Röntgenübersichtsaufnahme des **Ellenbogens** mit folgender Lagerung durchgeführt:

- Ø *Anterior-posteriore Aufnahme (= ap) bzw. dorsovolar:* Patient sitzt neben dem Tisch; Arm im rechten Winkel vom Körper abgespreizt; Gesicht vom Strahlengang wegdrehen; Oberarm und Unterarm mit dorsaler Seite aufliegend; Handfläche nach oben, leicht zur Faust geballt; Hand mit Sandsack fixieren; Schutz des Körpers mit Bleigummi;
- Ø *Seitliche Aufnahme:* Patient sitzt seitlich zum Tisch; Oberarm und Unterarm aufliegend; Ellenbogen zum rechten Winkel gebeugt; Handgelenk seitlich aufliegend und mit Sandsack fixiert; Hand zur Faust geballt; Schutz des Körpers mit Bleigummi;

### 3.2.3 MRT

#### **Technische Einführung**

Bei der Magnetresonanztomographie (Kernspintomographie) spielen vier Punkte eine wesentliche Rolle:

- Ø Kernspin (=Eigendrehimpuls)
- Ø Magnetfeld
- Ø Kernmagnetresonanz (Beeinflussung der Kerne durch einen Hochfrequenzimpuls)
- Ø Relaxation

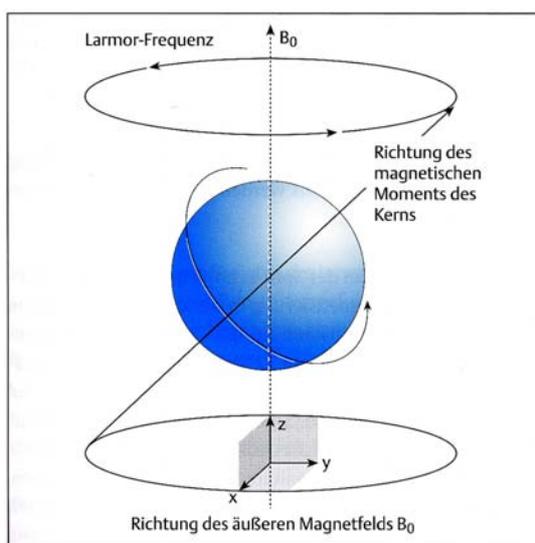
Zum einen macht man sich bei der Kernspintomographie den Eigendrehimpuls, oder Spin (engl. to spin = drehen), der Atomkerne mit ungerader Anzahl von Kernbausteinen (= Protonen oder Neutronen) zunutze: Die Kerne dieser Atome gleichen permanent rotierenden Kreisel, deren Drehachsen beliebig im Raum orientiert sind.

Dieser Effekt lässt sich vor allem bei folgenden Elementen im menschlichen Körper nachweisen: Wasserstoff, Stickstoff, Natrium und Phosphor. Dabei kommt das einfachste Element Wasserstoff - mit nur einem Kernbaustein, nämlich einem Proton - mit circa  $10^9$  Protonen pro  $1\text{mm}^3$  Gewebe, in Form von Wasser ( $\text{H}_2\text{O}$ ) am häufigsten im menschlichen Körper vor. Da die Kernspintomographie fast ausnahmslos als

Bildgebung von Wasserstoffatomen, genauer gesagt Wasserstoffprotonen erfolgt, bezeichnet man die MRT auch als "**Protonenimaging**".

Der „Spin“ der Wasserstoffprotonen und damit die Bewegung von elektrischer Ladung (= positive Wasserstoffprotonen) führt darüber hinaus zu einer Strominduktion, was mit einem schwachen Magnetfeld verbunden ist, d.h. der (Wasserstoff-) Atomkern kann mit einem kleinen Stabmagneten verglichen werden. Ohne Einwirken eines magnetischen Feldes auf den menschlichen Körper von außen erzeugen die Wasserstoffprotonen durch ihre Eigenrotation also geringe Magnetfelder, die willkürlich verteilt sind, so dass sich die Magnetisierung gegenseitig ausgleicht. Es liegt also keine Nettomagnetisierung vor.

Bringt man die Protonen aber in ein starkes äußeres Magnetfeld, wie bei der MRT, so richten sich die Rotationsachsen parallel und antiparallel zu diesem Feld aus. Bei Körpertemperatur (37°C) und einer magnetischen Feldstärke von 1 Tesla (das entspricht dem 20000 fachen des Erdmagnetfeldes) ist die Anzahl der parallel ausgerichteten Atome aus energetischen Gründen entsprechend der Boltzmann-Verteilung etwa 7 millionstel Mal höher als die der antiparallel ausgerichteten. Durch diesen zahlenmäßigen Unterschied parallel und antiparallel orientierter Protonen entsteht eine Nettomagnetisierung  $M_0$  der Materie.



**Abbildung 3.2.3.1** aus „Einführung in die Radiologie“ von Egon Büchler, Klaus Jürgen; 11. völlig überarbeitete Auflage; Thieme

Nach der Ausrichtung durch das äußere Magnetfeld führen die Kerne zusätzlich zu ihrer Eigenrotation eine Kreisbewegung um die Richtung des Magnetfeldes aus.

Die Frequenz dieser Präzessionsbewegung (= Kreisbewegung) wird auch als Larmor- oder Resonanzfrequenz bezeichnet. Grundlegend für die Kernspintomographie ist dabei, dass diese Frequenz mit Zunahme der Feldstärke auch linear ansteigt, d.h. für jede Magnetfeldstärke gibt es genau eine Larmor-Frequenz:

$$\omega_0 = \gamma \times H_0$$

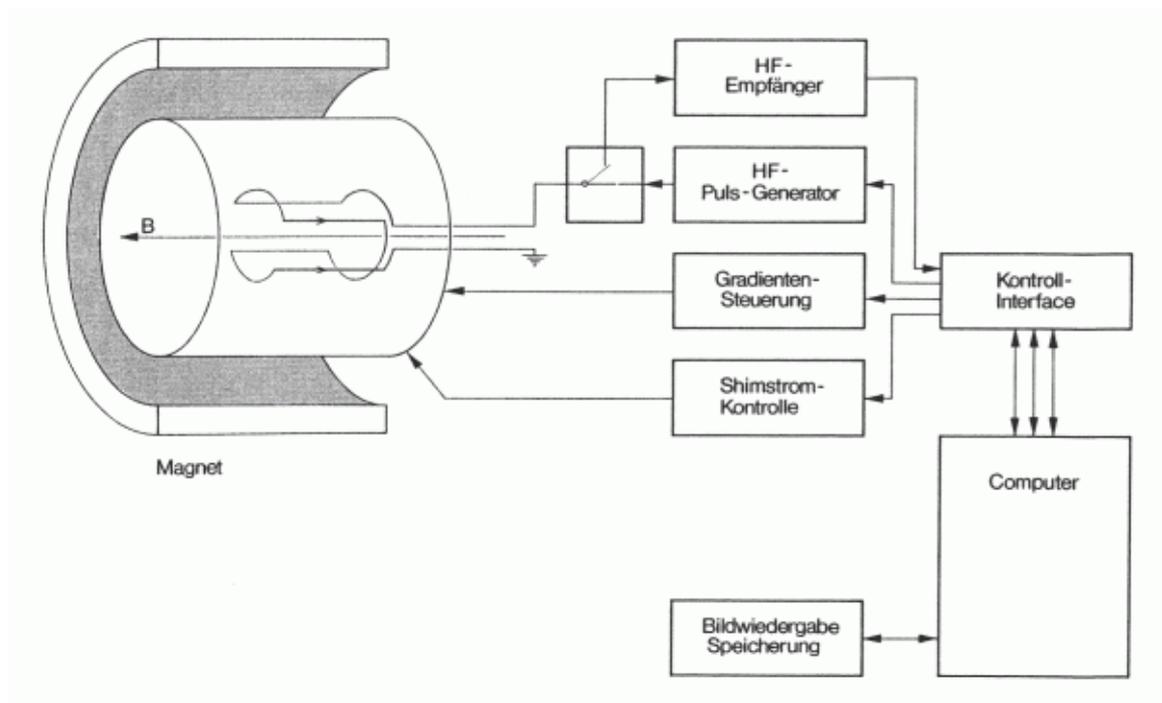
**$\omega_0$**  = Präzessionsfrequenz des Spins (Lamorfrequenz) (MHz)

**$\gamma$**  = gyromagnetisches Verhältnis, eine kernphysikalische Konstante

**$H_0$**  = Feldstärke des äußeren Magnetfelds in Tesla (T)

Setzt man die Atome nun zusätzlich einer hochfrequenten (HF) elektromagnetischen Strahlung aus, deren Frequenz genau der Lamor-Frequenz entspricht, nehmen sie aus diesem Feld Energie auf. Dadurch wird der Winkel zwischen Magnetfeld und Rotationsachse zunehmend größer, etwa so, als ob man einen trudelnden Kinderkreisel immer wieder gezielt anstößt.

Nach Abschalten des HF-Pulses haben die Protonen die Tendenz, wieder ihre ursprüngliche Lage einzunehmen und senden dabei ihrerseits eine elektromagnetische Welle der Lamor-Frequenz aus. Diese kann über ein Antennensystem (= Empfängerspule) empfangen werden und wird schließlich als "Kernspin-Resonanz-Signal" in den Bildern dargestellt.



**Abbildung 3.2.3.2** *Prinzipieller Aufbau eines Kernspintomographen: Der Patient liegt horizontal in einem 50 cm durchmessenden und etwa 2 m langen Rohr im Zentrum des Magneten. Weiter nach außen sind konzentrisch zunächst die Sende- und Empfangsantenne und dann die Gradientenmagnete angebracht*

Um nun ein orts aufgelöstes Bild zu erzeugen, sorgt man durch drei senkrecht zueinander orientierte Elektromagnete, so genannte Gradientenspulen, dafür, dass an jedem Raumpunkt innerhalb des Kernspintomographen eine andere Magnetfeldstärke herrscht. Damit ist auch die Larmor-Frequenz an jedem Punkt unterschiedlich, so dass man durch geeignete Wahl der HF-Frequenz gezielt die Kerne in einem bestimmten Raumpunkt anregen kann.

Durch eine geeignete zeitliche Abfolge der Schaltung der Gradienten (G-Schicht, G-Phase und G-Auslese), der HF-Pulse und der Empfängerschaltung kann so ein beliebig orientiertes Schnittbild des Körpers angefertigt werden. Eine solche Schaltfolge wird auch als Pulssequenz bezeichnet.

### **Bildcharakteristika**

Der Bildeindruck der Kernspintomogramme wird durch drei für die einzelnen Gewebearten charakteristische physikalische Eigenschaften bestimmt. Je nach dem, welche Größe das Bild dominiert, spricht man von einer "Wichtung". Durch die Wahl der Pulssequenz wird der Einfluss der Eigenschaften auf das Bild festgelegt.

1. Protonendichte: Je höher der prozentuale Anteil von Wasserstoffatomen in einem Bildelement ist, um so höher ist die Helligkeit des Bildpunktes.
2. T1-Relaxation: Nach Abschalten des HF-Anregungspulses beginnen die Spins in ihre ursprüngliche Orientierung zurückzukehren. Dieser Vorgang wird als Relaxation bezeichnet und verläuft exponentiell mit der Zeit. Die Zeitkonstante dieses Vorganges wird als T1- oder auch Spin-Gitter-Relaxationszeit bezeichnet.
3. T2-Relaxation: Durch den HF-Puls werden in einem Bildpunkt Millionen von Wasserstoffatomen angeregt. Je nach chemischer Bindung werden die einzelnen Atome durch die magnetischen Felder ihrer Nachbarn beeinflusst und haben so jeweils eine geringfügig unterschiedliche Larmofrequenz. Damit rotieren sie mit verschiedenen Geschwindigkeiten um die Achse des äußeren Magnetfeldes. Je länger man wartet, um so mehr verteilen sich die Einzelspins, so dass die Gesamtmagnetisierung insgesamt geringer wird. Auch dieser Vorgang verläuft exponentiell mit der Zeit, wobei die Zeitkonstante als T2- oder auch Spin-Spin-Relaxationszeit bezeichnet wird.

### ***MR-Untersuchungsprotokolle***

Die MR - Untersuchungen des Patientenkollektivs wurden mit einem Magnetresonanztomographen Magnetom Vision (Siemens Medical Solution Erlangen) mit 1,0 Tesla Feldstärke durchgeführt. Abhängig von der Frakturlokalisation wurden entsprechend eines standardisierten **MR-Untersuchungsprotokolls** unterschiedliche Sequenzen der einzelnen Schnittebenen mit unterschiedlicher Schichtdicke gemäß folgender Tabelle angefertigt:

**MR-Untersuchungsprotokoll**

Fraktur	Sequenzen			Schicht-dicke (SL)
	coronar	axial	sagittal	
Handgelenk	T1, SE, STIR	T1, SE	T2, SE	2 mm
Ellenbogengelenk	T1, SE, STIR	--	STIR	2 mm
Sprunggelenk	T1, T2, SE	T1, SE	T2, SE	2 mm
Kniegelenk	T1, T2, SE, STIR	T1, SE	T2, SE	2 mm

SE = Spinecho - Sequenz
-------------------------

STIR = STIR - Sequenz
-----------------------

**Tabelle 3.2.3.2 MR-Untersuchungsprotokoll**

Genauere Angaben über Repetitionszeit (TR) und Echozeit (TE) der einzelnen Sequenzen können der Tabelle im Anhang entnommen werden:

**3.3 Datenerhebung**

Bilder eines jeden Patienten wurde von vier erfahrenen Radiologen der radiologischen Abteilung der chirurgischen Klinik (Innenstadt, Nussbaumstrasse) in drei Modalitäten (konventionelles Röntgen = CR; 3D-C-Bogen Scan (= Iso-C 3D); Magnetresonanztomographie = MRT) beurteilt. Alle Auswerter waren seit Beginn der Testung des Prototyps mit dem neuen Iso-C-3D-Gerät vertraut. Entsprechend dem zu erwarteten Informationsgewinn wurden die drei Modalitäten geordnet.

Das bedeutet, dass zuerst die konventionellen Röntgenbilder aller Patienten ausgewertet wurden. Dann folgten die Bilder des Iso-C 3D und abschließend mussten die Auswerter Stellung zu den angefertigten MRT-Aufnahmen nehmen. Die Betrachtung der Bilder erfolgte verblindet.

### 3.3.1 Beurteilungskriterien

Um die Bildqualitäten der einzelnen radiologischen diagnostischen Verfahren mit einander zu vergleichen, wurde ein Auswertebogen entwickelt, der folgende Aspekte berücksichtigt und für alle drei Modalitäten (CR, Iso-C 3D und MRT) galt:

- Ø Als *erstes Kriterium* wurde die Erkennbarkeit der Fraktur geprüft. Als Antwortmöglichkeiten konnte der Auswerter wählen: **1= ja**, bei eindeutigem Vorliegen einer Fraktur; **2= nein**, definitiv kein Vorliegen einer Fraktur; und **3= unsicher**, also bei Zweifel über das Vorliegen einer Fraktur;
- Ø Als *zweites Kriterium* musste der **Verlauf der Frakturlinie** beurteilt werden. Als Antwortmöglichkeiten konnte der Auswerter wählen: **4= ja, sicher beurteilbar**; **3= gering eingeschränkt beurteilbar**, **3= stark eingeschränkt beurteilbar** und **1= nicht beurteilbar**. Dabei wurden später die Antwortmöglichkeiten 3 und 4 sowie Antwort 1 und 2 zusammengefasst, da nur eine Unterscheidung in „Frakturlinie sicher (bzw. mit geringfügiger Einschränkung) beurteilbar“ oder „Frakturlinie nicht (bzw. eingeschränkt beurteilbar)“ klinisch einen Einfluss auf die Wahl der weiteren diagnostischen und therapeutischen Maßnahmen hat.
- Ø *Drittes Kriterium* war die Einteilung der **metaphysären Fraktur** in **1= einfach frakturiert** (d.h. zwei Fragmente), **2= mehrfach frakturiert** (= 3 Fragmente) und **3= Trümmerzone** (d.h. mehr als 3 Fragmente).

Desweiteren wurden drei nun Bildgütekriterien definiert, um eine Vorstellung der Detailgenauigkeit der einzelnen bildgebenden Modalitäten zu bekommen:

- Ø **Beteiligung der Gelenkfläche** (*Kriterium 4*): Kann der Radiologie eine Gelenkflächenbeteiligung der Fraktur feststellen: Wenn **ja**, ist die **Gelenkfläche einfach** betroffen (= **Antwort 1**) oder **mehrfach** (= **Antwort 2**) oder ist die Gelenkflächenbeteiligung fraglich bzw. **unsicher** (= **Antwort 3**). Diese Entscheidung hat, wie auch die beiden folgenden Kriterien, für den Chirurgen durchaus therapeutische Relevanz.
- Ø Ferner wurde die Größe der **Stufe in der Gelenkfläche** als *fünftes Kriterium* definiert. **Eine Stufe größer > 1 mm** wurde der Antwortmöglichkeit **1= ja**

zugeordnet. Kleinere Gelenkstufen wurden mit **Antwort 2= nein, Stufe nicht größer > 1mm** gewertet. Bei unklarer Beurteilung der Größe der Gelenkstufe musste sich der Auswerter sich für **Antwort 3= unsicher** entscheiden.

- Ø Auch die **Dehiszenz der Frakturlinie** (*Kriterium 6*) musste von den Radiologen beurteilt werden: Eine **Dehiszenz > 1mm** entsprach analog dem vorigen Kriterium **Antwort 1= ja**; **Antwort 2** gab eine kleinere Dehiszenz von **1mm** an und **Antwort 3** stand wieder für eine unsichere Beurteilung;
- Ø Es folgte als *siebtes Kriterium* nun die **Einteilung der in der Studie vorkommenden Fraktur nach AO-Klassifikation** (Radiusköpfchenfraktur; DRF; distale Femurfraktur; Tibiakopffraktur oder Sprunggelenksfraktur), welche in der Einleitung bereits beschrieben ist. Eine genaue Auflistung der AO-Klassifikation findet sich im Anhang (*siehe Kapitel 8.2*).
- Ø Es wurde ein weiteres Kriterium festgelegt: Wünscht der auszuwertende Radiologie **weitere radiologische Diagnostik** (*Kriterium 8*), da ihm die angewandte Modalität für die ausreichende Beurteilung nicht genügt: **Antwort 1** wurde als **ja** definiert, **Antwort 2** mit **nein**.
- Ø Abschließend musste der Betrachter noch angeben ob **weitere Begleitverletzungen** (*Kriterium 9*), beispielsweise in Form von weiteren Frakturen, Weichteilschäden, Gelenkergüssen, Hämatomen, Bandläsionen ersichtlich waren. **Antwort 1= ja** war vom Auswerter zu wählen, wenn weitere Begleitverletzungen ersichtlich waren, **Antwort 2= nein** hingegen nur dann, wenn keine zusätzlichen Nebenergebnisse zu sehen waren.

Einen Überblick über den kompletten Auswertungsbogen gibt folgende Tabelle:

Auswertungsbogen Frakturstudie Iso-C 3D zu MRT und CR									
Modalität: <u>Iso -C 3D / MRT / CR</u>					Auswerter:				
Pat. Nr.	Fraktur	Verlauf der Frakturlinie	Metaphysäre Fraktur	Beteiligung der Gelenkfläche?	Stufe in der Gelenkfläche > 1mm	Dehiszenz der Frakturlinie > 1mm	Einteilung AO-Klassifikation	Weitere Diagnostik erforderlich?	Begleitverletzung ersichtlich?
1									
2									
3									
4									
5									
6									
7									
8									
9									
10									
11									
12									
13									
14									
15									
16									
17									
18									
19									
	1= ja	4= sicher beurteilbar	1= einfach (2Fragmente)	1= ja, einfach	1= ja	1= ja	1= ja	1= ja	1=ja
	2= nein	3= etwas eingeschränkt beurteilbar	2= mehrfach (3 Fragmente)	2= ja, mehrfach	2= nein	2= nein	2= nein	2=nein	2=nein
	3= unsicher	2= stark eingeschränkt beurteilbar	3= Trümmerzone	3= unsicher	3= unsicher	3= unsicher	3= unsicher	3= unsicher	3= unsicher
		1= nicht beurteilbar	4= nein	4= nein					

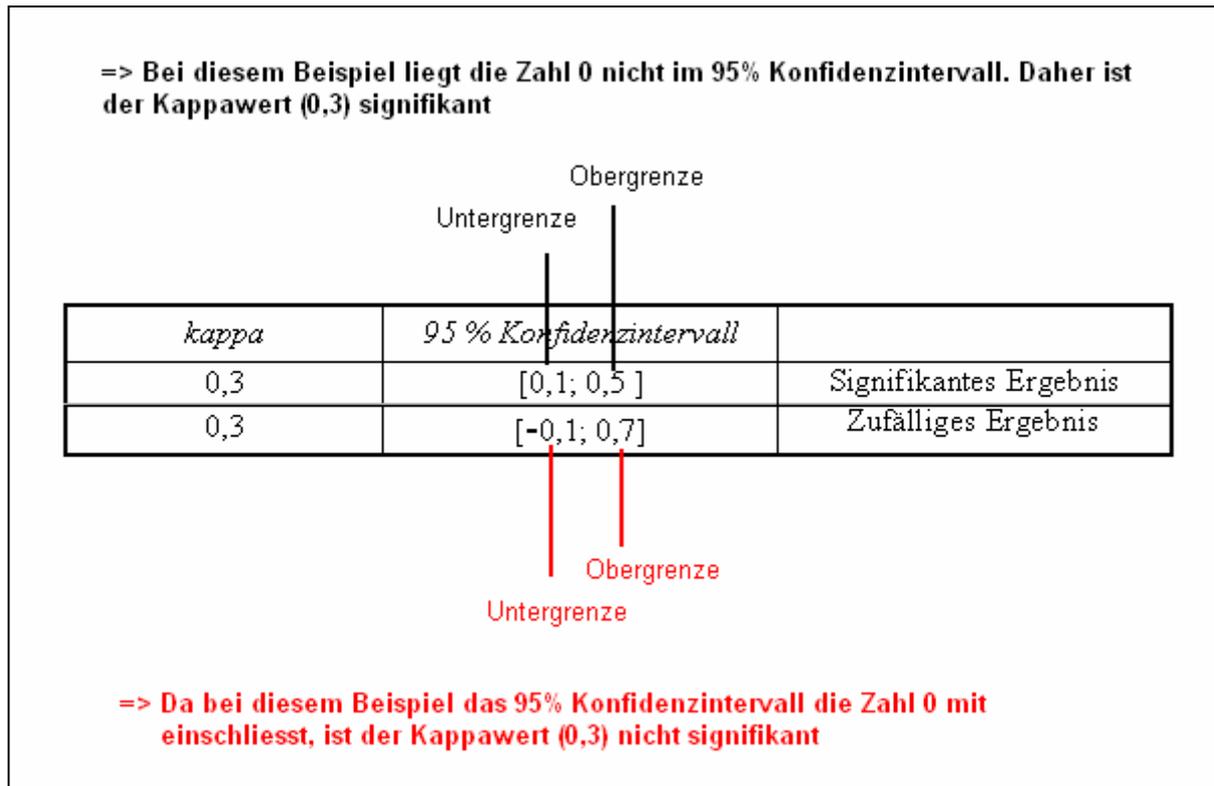
### 3.3.2 Statistische Auswertung

Die gesamte statistische Analyse erfolgte mit der Statistiksoftware *SAS Version 8.02* der Firma SAS. Um die Modalitäten Iso-C 3D und CR mit dem Goldstandard MRT vergleichen zu können, wurde dazu jeweils der Kappa-Koeffizient nach Cohen in abgewandelter Form berechnet.

Allgemein lässt der *Kappa-Koeffizient* nach Cohen eine Aussage über die Güte der Übereinstimmung kategorialer Urteile von 2 Beurteilern zu, wenn diese N Objekte beurteilt haben. Im übertragenen Sinne wurde in dieser Studie der Kappa-Koeffizient für nur jeweils einen Auswerter berechnet, wobei die kategorialen Urteile den Bewertungsstufen (z.B. 1= ja, 2= nein...) entsprachen, die N Objekte unseren 19 Patienten gleichzusetzen waren und anstelle dem Übereinstimmungsgrad zweier Beurteiler wurden in unserem Fall jeweils der Übereinstimmungsgrad zweier Modalitäten (Iso-C 3D – MRT und CR – MRT) bestimmt.

Ob nun eine über den Zufall hinaus gehende Übereinstimmung zwischen den Modalitäten besteht, zeigt sich daran, ob der errechnete *Kappa-Koeffizient* mit seinem zugehörigen 95 % Konfidenzintervall, die Zahl Null mit einschließt oder nicht. Ist die Null nicht mit eingeschlossen, so sind die beiden getesteten Modalitäten signifikant verschieden.

Dazu ein Beispiel: Angenommen es wurde ein Kappa-Wert von 0,3 errechnet mit dem dazugehörigen 95% Konfidenzintervall von (+) 0,1 bis (+) 0,5, so liegt die Zahl 0 nicht innerhalb dieses Intervalls und somit ist der Kappa-Koeffizient signifikant von Null verschieden, was einem rein zufälligen Ergebnis **widerspricht**. Läge jedoch das Konfidenzintervall bei - 0,1 und (+) 0,7, so wäre in dem Intervall die Zahl 0 mit eingeschlossen und damit das Ergebnis nicht signifikant und entspräche somit einem rein zufälligen Ergebnis: (siehe nachfolgende Abbildung)



Darüber hinaus erfolgt mit Hilfe des Computermakros *MAGREE* der Firma SAS die statistische Bestimmung des *Kappa* – Koeffizienten nach Fleiss (1971), welche die Güte der Urteilerübereinstimmung ermittelt und überprüft, wenn mehr als 2 Beurteiler N Objekte bezüglich eines kategorialen Merkmals beurteilen. In dieser Arbeit werden die vier Auswerter innerhalb einer Modalität (CR, Iso-C 3D, MRT) bezüglich eines Merkmals (z.B. Kriterium: Stufe in der Gelenkfläche) miteinander verglichen. Dazu wird folgende **Nullhypothese  $H_0$**  aufgestellt: **“keine Übereinstimmung zwischen den Auswertern“**. Ist die errechnete Wahrscheinlichkeit kleiner 5% (Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$ ), so wird die  $H_0$ -Hypothese verworfen und die Alternativhypothese  $H_1$  (“Übereinstimmung zwischen den einzelnen Auswertern“) angenommen. Zum Verständnis dienen die beiden folgenden Beispiele in nachstehender Abbildung: In Beispiel 1 liegt für den errechneten Kappa-Wert eine Wahrscheinlichkeit von  $\text{Prob}>Z = 0,01$  vor. Da dieser Wert kleiner als das 0,05 ist, und somit innerhalb des Signifikanzniveaus liegt, wird die  $H_0$ -Hypothese verworfen und die Alternativhypothese angenommen – d.h. dass die Aussagen der Auswerter signifikant übereinstimmen und kein zufälliges Ergebnis sind. In Beispiel 2 hingegen liegt der “ $\text{Prob}>Z$  – Wert“ bei 0,25 und somit außerhalb des Signifikanzniveaus. Die

Nullhypothese „keine Übereinstimmung zwischen den Auswertern“ wird somit bestätigt.

Kriterium	Verlauf der Frakturlinie		
	Iso C 3D		
	Bsp. 1	Bsp. 2	
Kappa	0,3	0,3	Vergleich der Bewertungen von 4 Radiologen (=Auswertern) bezüglich: - eines Kriteriums (hier: Verlauf der Frakturlinie) - einer Modalität (hier: Iso C 3D)
Prob>Z	0,01	0,25	
H <sub>0</sub> -Hypothese	verworfen	bestätigt	
Signifikantes Ergebnis	ja	nein	

Prob>Z = Wahrscheinlichkeit, dass unter der Nullhypothese dieser Wert erreicht wird;

Nullhypothese: "Keine Übereinstimmung zwischen den Auswertern"

Signifikanzniveau:  $\alpha = 0,05$

Um darüber hinaus eine Aussage über den Grad der Übereinstimmung der Auswerter machen zu können, wird auf folgende Einteilung von *Landis und Koch* (1977) zurückgegriffen (23), (35), (39):

Kappa-Wert (nach Fleiß)	Übereinstimmungsgrad
$\leq 0$	Poor
0 - 0.2	Slight
0.2 - 0.4	Fair
0.4 - 0.6	Moderate
0.6 - 0.8	Substantial
0.8 - 1	Almost perfect

Zusätzlich zu dem Kappa-Koeffizienten nach Fleiß, wurde bei Kriterien, dessen Bewertungsstufen ordinal skaliert sind („Kriterium: Verlauf der Frakturlinien“ und Kriterium „metaphysäre Fraktur“) und somit eine Anordnung einer Rangreihe zulassen, der *Konkordanz-Koeffizient von Kendall* (vgl. Kendall 1970) bestimmt.

Dieser vergleicht im Gegensatz zum Fleiß-Koeffizienten nicht die Anzahl der identischen Aussagen einzelner Auswerter miteinander, sondern ermittelt die Übereinstimmung der Rangreihen über eine Rangkorrelation.

Es sei angenommen, 2 Auswerter dürften Schulnoten von 1 (= sehr gut) bis 6 (= ungenügend) für die Bildgüte von 5 Röntgenbildern geben mit dem Ergebnis, dass Auswerter 2 (A2) durchwegs eine Note schlechter erteilt als Auswerter 1. (siehe Beispiel 3 in nachfolgender Abbildung). Nach der Berechnung des Fleiß-Koeffizienten ergäbe sich somit keine Übereinstimmung in der Notengebung zwischen A1 und A2. Der Kappa-Wert wäre somit  $\leq 0$ . Der *Konkordanz-Koeffizient von Kendall* hingegen berücksichtigt jedoch die Rangreihen zwischen den beiden Auswertern und somit die Tatsache, dass A2 strenger in seiner Bewertung ist als A1. Wie Beispiel 3 zeigt, sind die beiden Rangreihen von A1 und A2 immer um 1 Notenstufe verschieden und damit *konkordant*. Es würde sich somit ein Kappa-Wert von 1 ergeben.

		CR- Bild				
		Pat. 1	Pat. 2	Pat. 3	Pat. 4	Pat. 5
<b>Bsp. 3</b>	Auswerter 1 (A1)	1	1	3	2	1
	Auswerter 2 (A2)	2	2	4	3	2
<b>Bsp. 4</b>	Auswerter 1 (A1)	1	1	3	2	1
	Auswerter 3 (A3)	2	2	1	3	2

**In Bsp. 3 stimmen keine der Bewertungen zwischen A1 und A2 überein. A2 hat bei jedem Pat. eine Note schlechter bewertet als A1, jedoch sind sie in der Rangordnung identisch und damit konkordant.**

**In Bsp. 4 sind die CR-Bilder bei A3 bis auf die Bewertung bei Pat. 4 um jeweils 1 Note schlechter eingestuft worden als bei A1. Bei Pat.4 stufte A3 das Bild um 2 Noten besser als A1 - statt schlechter. Somit ist die Rangordnung bezüglich Pat .4 nicht identisch und damit diskordant.**

Beispiel 4 zeigt hingegen, dass die Rangreihen zwischen A1 und A3 diskordant sind. Bei der Berechnung der Kappa-Werte wurde in gleicher Weise verfahren wie bei der statistischen Bestimmung des *Kappa-Koeffizienten nach Fleiss* (siehe oben).

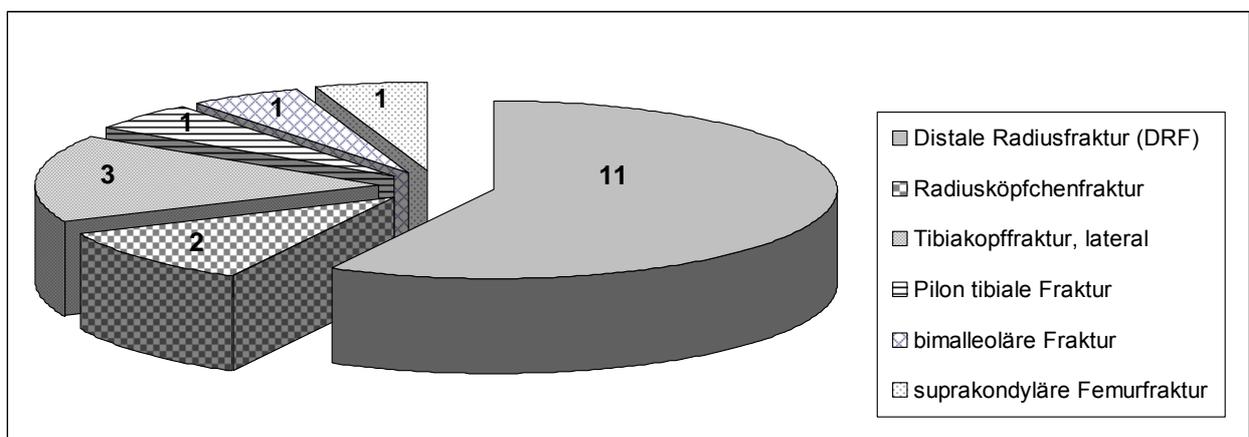
## 4 ERGEBNISSE

### 4.1 Statistische Daten des Patientenkollektivs

#### Patientengut

An dieser Studie nahmen insgesamt in dem Zeitraum von August 2001 bis August 2002 19 Patienten im Alter von 29 Jahren bis 89 Jahren teil - davon 12 weibliche Patienten (63,2%) und 7 männliche Patienten (36,8%). Das Durchschnittsalter lag bei 60 Jahren.

Die Anzahl der Frakturen der einzelnen peripheren Gelenkregionen zeigt nachfolgende Grafik:



Den Großteil der untersuchten Frakturen bilden mit 11 Brüchen (57,9%) die distalen Radiusfrakturen, gefolgt von den 3 Tibiakopffrakturen (15,8%) und 2 Radiuskopffrakturen (10,5%). Mit jeweils 1 Fraktur (5,3%) sind die Pilon tibiale Fraktur, die bimalleoläre Fraktur und die suprakondyläre Femurfraktur vertreten.

## 4.2 Ergebnisse der einzelnen Beurteilungskriterien

### 4.2.1 Kriterium 1: Frakturerkennung

Um ein Maß für die Bildqualität zu erhalten, wurde in den verschiedenen Modalitäten zunächst bewertet, ob eine Fraktur sicher erkennbar war oder nicht. Nachstehende Tabelle und Abbildung zeigt die Verteilung der einzelnen Bewertungsstufen auf die jeweilige Modalität. Dabei berechnet sich die Gesamtzahl der Beurteilungen je Modalität aus dem Produkt der vier Auswerter sowie der 19 zu beurteilenden Patienten. So wurden von allen Auswertern, sowohl beim 3D-C-Bogen als auch bei der MRT alle Frakturen (76/76) sicher erkannt. Beim konventionellen Röntgen wurden in 74 von 76 Fällen das Vorhandensein einer Fraktur bestätigt – in den restlichen der Fälle (2/74), waren sich die Auswerter diesbezüglich unsicher. Der Mittelwert der Bewertungsstufen weist mit 1,05 beim CR nahezu denselben Wert wie Iso-C 3D und MRT (1,00) auf.

Kriterium 1	Bewertungsstufe	Modalität (n=76)		
		CR	Iso-C 3D	MRT
<b>Fraktur vorhanden ?</b>	1 ja	74	76	76
	2 nein	0	0	0
	3 unsicher	2	0	0

**Tabelle 4.2.1** Ergebnisse der einzelnen Modalitäten der 4 Auswerter in Bezug auf die Beurteilung der Fraktur bei 19 Patienten

Beim Vergleich der Modalitäten konventionelles Röntgen (CR) und 3D-C-Bogen mit dem als Goldstandard festgelegten MRT, ergeben sich, wie Tabelle 4.2.2 zeigt, folgende Häufigkeiten: Bei dem Vergleich CR – MRT stimmen in 97,4 % der Fälle die Bewertungen überein, nur in 2,6 % der Fälle kommt es zu keiner Übereinstimmung. Dies ist auf die unsichere Frakturbeurteilung beim konventionellen Röntgen in 2 von 76 Fällen zurückzuführen. Iso-C 3D und MRT weisen diesbezüglich hingegen eine hundertprozentige Übereinstimmung auf.

Kriterium		Fraktur vorhanden?		
Modalitätenvergleich	Häufigkeiten		Gesamt	
	Übereinstimmung	unsichere Beurteilung		
CR - MRT	97,4%	2,6%	100,0%	
Iso-C 3D - MRT	100%	0%	100,0%	

**Tabelle 4.2.2** Vergleich der Modalitäten bezüglich der Fraktur

### 4.2.2 Kriterium 2: Verlauf der Frakturlinien

Ein weiteres Maß für die Aussagekraft der jeweiligen Bildqualität stellt die Beurteilung des Verlaufes der Frakturlinie dar. Es zeigt sich, dass die beiden Schnittbildverfahren Iso-C 3D und MRT mit 44 bzw. 48 sicheren Beurteilungen der Frakturlinie deutlich besser abschneiden als das konventionelle Röntgen (17). Das CR weist sogar in insgesamt 1/3 der Beurteilungen (26/76) eine stark eingeschränkte Beurteilbarkeit (= Bewertungsstufe 2) der Frakturlinie auf oder lässt gar keine Beurteilung (= Bewertungsstufe 1) zu. Anders stellt sich dies hingegen bei dem 3D-C-Bogen und der MRT dar, wie nachfolgende Tabelle verdeutlicht:

<b>Kriterium 2</b>	<i>Bewertungsstufe</i>	<b>Modalität</b>		
		CR	Iso-C 3D	MRT
<b>Verlauf der Frakturlinien</b>	<i>4 sicher beurteilbar</i>	17	44	48
	<i>3 etwas eingeschränkt beurteilbar</i>	33	26	25
	<i>2 stark eingeschränkt beurteilbar</i>	24	6	2
	<i>1 nicht beurteilbar</i>	2	0	1
	<b>Mittelwert</b>	2,9	3,5	3,6

**Tabelle 4.2.3** Ergebnisse der einzelnen Modalitäten der 4 Auswerter in Bezug auf den Verlauf der Frakturlinien bei 19 Patienten

Auch der Mittelwert der Bewertungsstufen lässt eine Abstufung zwischen den Modalitäten erkennen. Im Mittel lässt sich mit dem konventionellen Röntgen der Frakturlinienverlauf nur etwas eingeschränkt – bis stark eingeschränkt beurteilen (2,9), wohingegen beim 3D-Bogen (3,5) und der MRT (3,6) dies fast sicher - mit nur geringen Einschränkungen - möglich war.

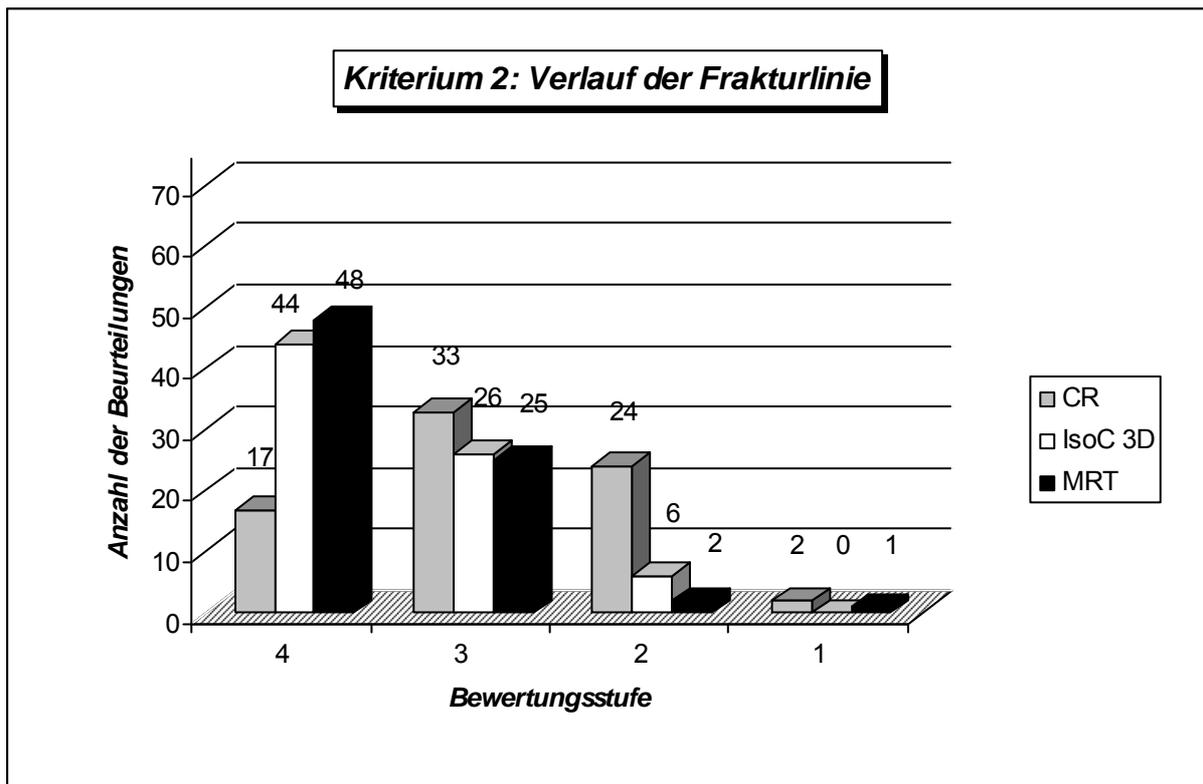


Abbildung 4.2.1 Graphische Darstellung des Kriteriums 1: Verlauf der Frakturlinie

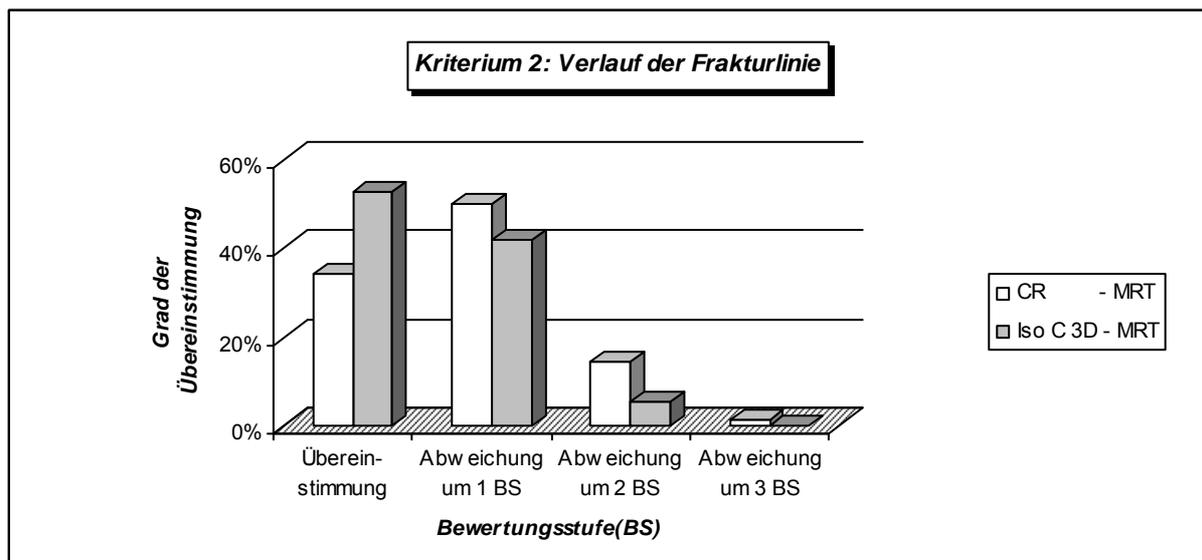
Vergleicht man nun wieder die Modalitäten mit einander, so ergibt sich folgendes Bild:

Kriterium 2 Verlauf der Frakturlinien					
Modalitätenvergleich	Häufigkeiten				Gesamt
	Übereinstimmung	Abweichung um 1 BS	Abweichung um 2 BS	Abweichung um 3 BS	
CR - MRT	34,2%	50,0%	14,5%	1,3%	100,0%
Iso-C 3D - MRT	52,6%	42,1%	5,3%	0,0%	100,0%

BS = Bewertungsstufe

Tabelle 4.2.4 Vergleich der Modalitäten bezüglich dem Verlauf der Frakturlinie

Die Übereinstimmungsrate Iso-C 3D - MRT liegt bei gut der Hälfte (52,6%) der Fälle, wohingegen die Modalitäten CR – MRT im Vergleich mit einer Übereinstimmung von nur 1/3 der Fälle (34,2%) schlechter abschneidet.



**Abbildung 4.2.2** Graphische Darstellung des Kriteriums 1: Verlauf der Frakturlinie

Bestimmt man den *Kappa-Koeffizienten* nach Cohen so zeigt sich im Modalitätenvergleich CR – MRT keine signifikante Übereinstimmung bei allen Auswertern. Auch bei dem Vergleich 3D-C-Bogen und MRT kommt es bei keinem Auswerter zu einer signifikanten Übereinstimmung der Modalitäten.

<b>Kriterium 2 Verlauf der Frakturlinien</b>				
<b>Modalitätenvergleich</b>				
<i>Auswerter</i>	<b>CR - MRT</b>		<b>Iso-C 3D - MRT</b>	
	<i>kappa</i>	<i>95 % Konfidenzintervall</i>	<i>kappa</i>	<i>95 % Konfidenzintervall</i>
A1	-0.00	[-0.16; 0.15]	-0.23	[-0.46; -0.00]
A2	0.02	[-0.20; 0.25]	-0.14	[-0.39; 0.11]
A3	0.11	[-0.19; 0.42]	0.46	[-0.14; 1,05]
A4	0.03	[-0.17; 0.22]	-0.11	[-0.38; 0.17]

**Tabelle 4.2.5** Auflistung der Kappa-Koeffizienten nach Cohen der einzelnen Auswerter für das Kriterium „Verlauf der Frakturlinie“

Betrachtet man die Aussagen unter den einzelnen Auswertern, fällt auf, dass die Berechnung des Kappa-Koeffizienten nach Fleiss bei keinem der drei Modalitäten ein signifikantes Ergebnis hervorbringt. Dagegen führt die Berechnung des Konkordanzkoeffizienten nach Kendall, welche die Anordnung der Rangreihen ordinal skalierte Bewertungsstufen berücksichtigt, lediglich beim 3D-C-Bogen zu einem signifikanten Ergebnis – im Gegensatz zur MRT und Röntgen, die überhaupt keine Übereinstimmung zwischen den einzelnen Auswertern zeigen.

<b>Kriterium 2 Verlauf der Frakturlinie</b>				
	<b>Iso-C 3D</b>	<b>MRT</b>	<b>CR</b>	<b>Kappa-Koeffizient nach Fleiss</b>
<b>Kappa</b>	0.04	-0.09	0.04	- < 0 : Poor - 0.4 - 0.6: Moderate - 0 - 0.2 : Slight - 0.6 - 0.8: Substantial
<b>Prob&gt;Z</b>	0.28	0.85	0.71	- 0.2 - 0.4 : Fair - 0.8 - 1: Almost perfect

<b>Kappa</b>	<b>0.50 *</b>	0.31	0.34	<b>Konkordanzkoeffizient nach Kendall</b>
<b>Prob&gt;Z</b>	<b>0.001</b>	0.21	0.11	
* signifikant				

**Abbildung 4.2.3** Interrateragreement für die einzelnen Modalitäten für das Kriterium „Verlauf der Frakturlinien“, berechnet nach dem Kappa-Koeffizienten nach Fleiss, sowie dem Konkordanz – Koeffizienten von Kendall

### 4.2.3 Kriterium 3: metaphysäre Fraktur

Die Auswertung der Daten bezüglich Kriterium 3 zeigen schon anhand der Verteilung der Bewertungen, dass im Röntgenbild mehr als doppelt so viele Frakturen (27) als einfach eingestuft wurden als bei beim 3D C-Bogen (12) und mehr als 40% gegenüber der MRT (15). Demgegenüber wurden Frakturen, wie folgende Tabelle und Diagramm zeigen, mit Abstand am häufigsten im MRT-Bild als Trümmerzone klassifiziert.

<b>Kriterium 3</b>	<i>Bewertungsstufe</i>	<b>Modalität (n=76)</b>		
		CR	Iso-C 3D	MRT
<b>metaphysäre Fraktur?</b>	<i>1 einfach</i>	27	12	15
	<i>2 mehrfach</i>	27	33	24
	<i>3 Trümmerzone</i>	22	29	37
	<b>Mittelwert</b>	1,9	2,2	2,2

**Tabelle 4.2.6** Ergebnisse der einzelnen Modalitäten der 4 Auswerter in Bezug auf die Ausprägung der metaphysären Fraktur bei 19 Patienten

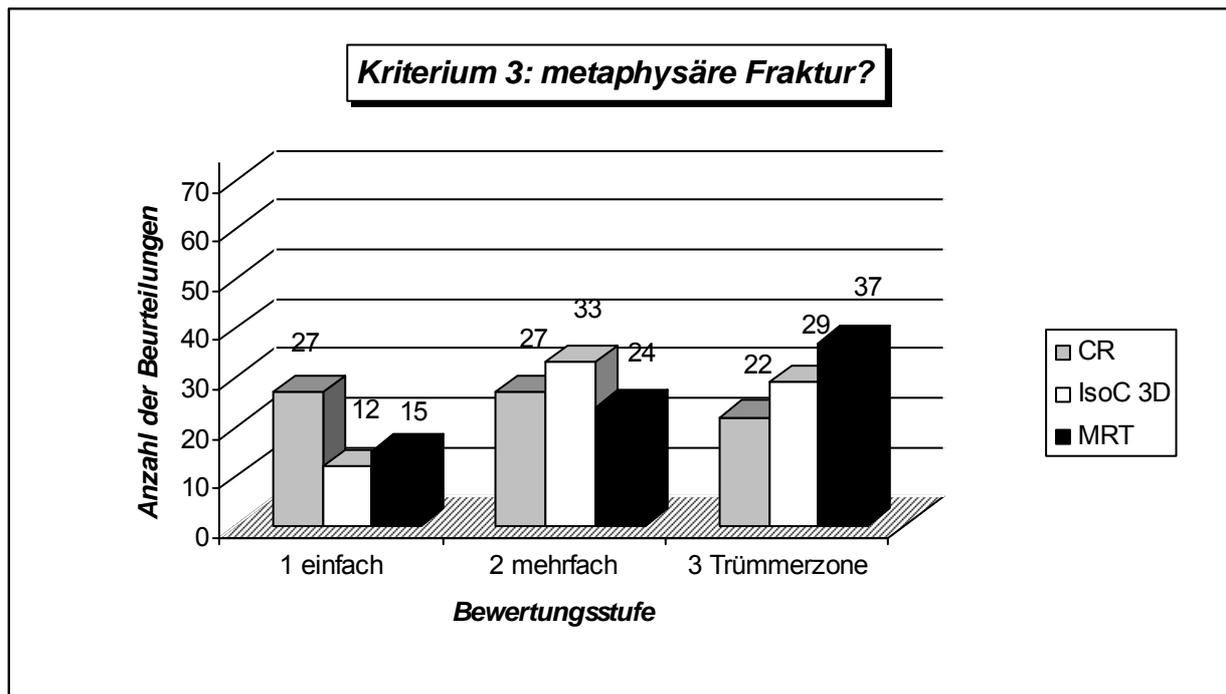


Abbildung 4.2.4 Graphische Darstellung des Kriteriums 3: metaphysäre Fraktur?

Beim Modalitätenvergleich fällt auf, dass die Übereinstimmungsrate zwischen Iso-C 3D – MRT und CR – MRT mit 52,6% bzw. 55,2% sehr ähnlich sind und alleine betrachtet keine Aussage über die Qualität der Modalitäten getroffen werden kann.

Kriterium 3 metaphysäre Fraktur?				
Modalitätenvergleich	Häufigkeiten			Gesamt
	Übereinstimmung	Abweichung um 1 BS	Abweichung um 2 BS	
CR - MRT	52,6%	35,5%	11,8%	100,0%
Iso-C 3D - MRT	55,3%	35,5%	9,2%	100,0%

BS = Bewertungsstufe

Tabelle 4.2.7 Vergleich der Modalitäten bezüglich Ausprägung der metaphysären Fraktur

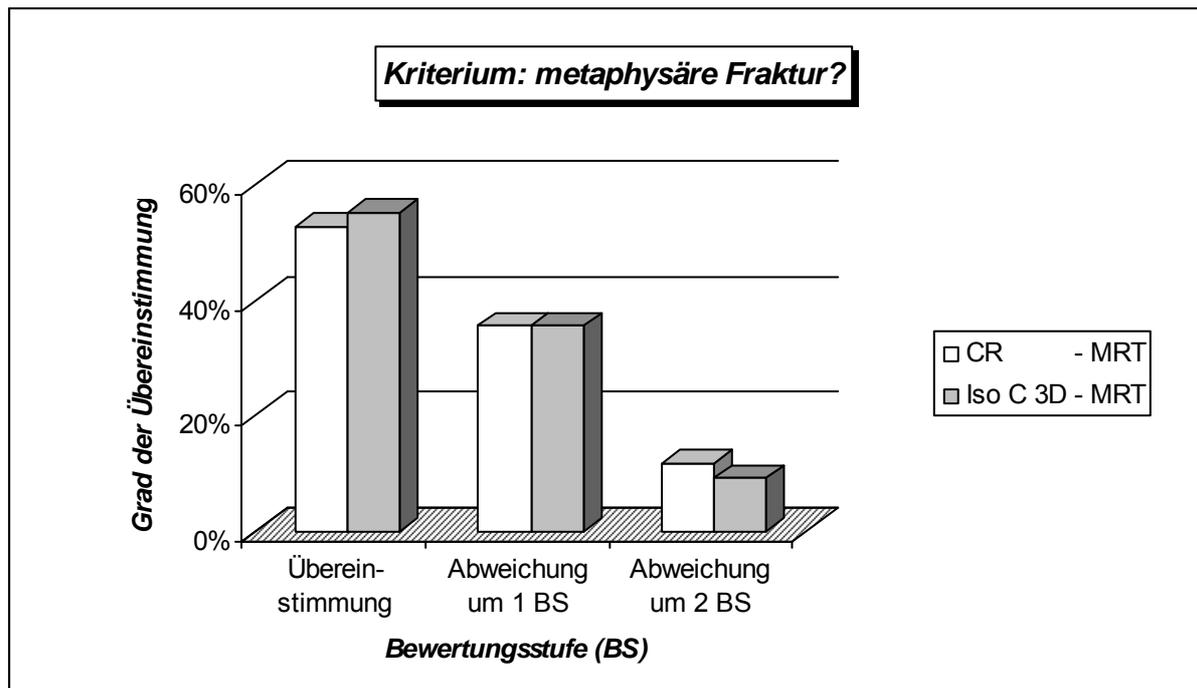


Abbildung 4.2.5 Graphische Darstellung des Kriteriums 3: metaphysäre Fraktur?

Bestimmt man den *Kappa-Koeffizienten* nach Cohen so zeigt sich im Modalitätenvergleich CR – MRT bei einem 95% Konfidenzintervall nur eine signifikante Übereinstimmung bei einem Auswerter (A2). Der Vergleich 3D-C-Bogen und MRT zeigt immerhin bei zwei Auswertern (A1, A2) signifikante Kappa-Werte.

<b>Kriterium 3 Metaphysäre Fraktur</b>				
<b>Modalitätenvergleich</b>				
<i>Auswerter</i>	<b>CR - MRT</b>		<b>Iso-C 3D - MRT</b>	
	<i>kappa</i>	<i>95 % Konfidenzintervall</i>	<i>kappa</i>	<i>95 % Konfidenzintervall</i>
A1	0.21	[-0.12; 0.54 ]	<b>0.26*</b>	<b>[ 0.01; 0.51 ]</b>
A2	<b>0.45</b>	<b>[ 0.15; 0.76 ]</b>	<b>0.54*</b>	<b>[0.27; 0.82 ]</b>
A3	0.24	[-0,06; 0.54 ]	0.18	[-0.14; 0.43]
A4	0.18	[-0.05; 0.42 ]	0.11	[-0.19; 0.42]

\*signifikant

Tabelle 4.2.8 Auflistung der Kappa – Koeffizienten nach Cohen der einzelnen Auswerter für das Kriterium „metaphysäre Fraktur“

Folgendes Ergebnis zeigt das Interrateragreement: Während alle Kappa-Werte, die nach dem Kappa-Koeffizienten nach Fleiss berechnet wurden, nicht signifikant sind, so zeigt der Kendall-Konkordanzkoeffizient deutlich signifikante Werte für das Röntgen und dem C-Bogen.

<b>Kriterium 3 Metaphysäre Fraktur</b>				
	<b>Iso-C 3D</b>	<b>MRT</b>	<b>CR</b>	<b>Kappa-Koeffizient nach Fleiss</b>
<b>Kappa</b>	0.01	-0.01	0.19	- < 0 : Poor - 0.4 - 0.6: Moderate
<b>Prob&gt;Z</b>	0.42	0.57	0.19	- 0 - 0.2 : Slight - 0.6 - 0.8: Substantial
				- 0.2 - 0.4 : Fair - 0.8 - 1: Almost perfect

<b>Kappa</b>	<b>0.42*</b>	0.23	<b>0.48*</b>	<b>Konkordanzkoeffizient nach Kendall</b>
<b>Prob&gt;Z</b>	<b>0.02</b>	0.57	<b>0.003</b>	
<b>* signifikant</b>				

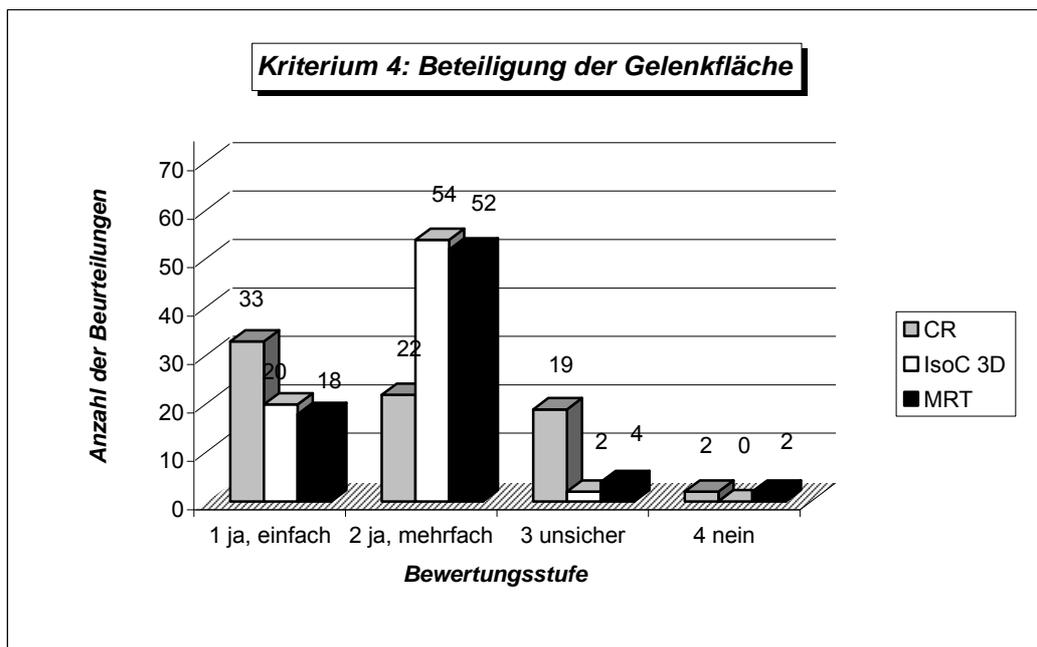
**Tabelle 4.2.9** Interrateragreement für die einzelnen Modalitäten für das Kriterium „metaphysäre Fraktur“, berechnet nach dem Kappa-Koeffizienten nach Fleiss sowie dem Konkordanz – Koeffizienten von Kendall

#### 4.2.4 Kriterium 4: Beteiligung der Gelenkfläche

Wichtiges Kriterium für den Chirurgen ist die genaue Kenntnis über das Ausmaß der Gelenkflächenbeteiligung einer Fraktur und damit gilt sie auch als Gütekriterium für die verschiedenen radiologischen Verfahren. Dort zeigt sich eine größere Diskrepanz zwischen den Auswertungen des konventionellen Röntgenbilds und den beiden Schnittbildverfahren. So wurden anhand des CR mit 33 von 76 Fällen (43,4%) die Frakturen am häufigsten als einfach eingestuft. Bei den Schnittbildverfahren hingegen wurden in über 50 von 76 Fällen (65,8%) eine mehrfache Beteiligung der Gelenkfläche bestätigt. Ferner ist eine unsichere Beurteilung der Gelenkfläche weit häufiger beim CR (25% der Fälle) zu verzeichnen als bei MRT (5,3%) und Iso-C 3D (2,6%).

Kriterium 4	Bewertungsstufe	Modalität (n=76)		
		CR	Iso-C 3D	MRT
<b>Beteiligung der Gelenkfläche</b>	1 ja, einfach	33	20	18
	2 ja, mehrfach	22	54	52
	3 unsicher	19	2	4
	4 nein	2	0	2

**Tabelle 4.2.10** Ergebnisse der einzelnen Modalitäten der 4 Auswerter in Bezug auf die Beteiligung der Gelenkfläche bei 19 Patienten



**Tabelle 4.2.11** Graphische Darstellung des Kriteriums 4: Beteiligung der Gelenkfläche

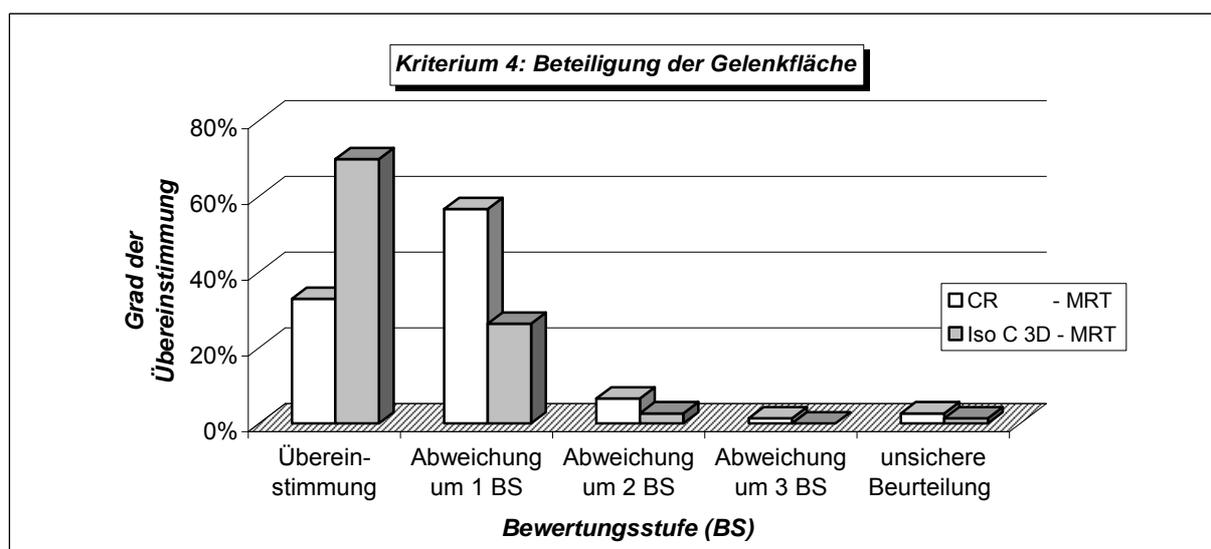
Nachfolgende Zusammenstellung der Modalitäten zeigt, dass die Rate der Übereinstimmungen zwischen Iso-C 3D und MRT (69,7%) mehr als doppelt so groß sind wie zwischen CR und MRT (32,9%). Auch der prozentuale Anteil der Abweichung um 1 Bewertungsstufe ist beim Iso-C 3D im Vergleich zum CR weniger als die Hälfte.

<b>Kriterium 4 Beteiligung der Gelenkfläche</b>						
<b>Häufigkeiten</b>						
<b>Modalitätenvergleich</b>	<b>Übereinstimmung</b>	<b>Abweichung um 1 BS</b>	<b>Abweichung um 2 BS</b>	<b>Abweichung um 3 BS</b>	<b>unsichere Beurteilung<sup>1</sup></b>	<b>Gesamt</b>
<b>CR - MRT</b>	32,9%	56,6%	6,6%	1,3%	2,6%	100,0%
<b>Iso-C 3D - MRT</b>	69,7%	26,3%	2,6%	0,0%	1,3%	100,0%

<sup>1</sup> = Übereinstimmung der Bewertungsstufe 3 (=unsicher)  
BS = Bewertungsstufe

**Tabelle 4.2.12** Vergleich der Modalitäten bezüglich der Beteiligung der Gelenkfläche

Es fällt ferner auf, dass es lediglich in 2 von 76 Fällen (2,6%) eine Abweichung um mehr als 2 Bewertungsstufen zwischen Iso-C 3D und MRT besteht – in beiden Fällen wurde keine Gelenkflächenbeteiligung im MRT erkannt, wohingegen in den Bildern des 3D-C-Bogen eine mehrfache Gelenkbeteiligung gesehen wurde.



**Abbildung 4.2.6** Graphische Darstellung des Kriteriums 4: Beteiligung der Gelenkfläche

Darüberhinaus lässt sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen den beiden radiologischen Schnittbildverfahren bei der Hälfte der Radiologen (A2 und A4) erkennen, während bei CR und MRT überhaupt keiner besteht.

<b>Kriterium 4 Beteiligung der Gelenkfläche?</b>				
<b>Modalitätenvergleich</b>				
<i>Auswerter</i>	<b>CR - MRT</b>		<b>Iso-C 3D - MRT</b>	
	<i>kappa</i>	<i>95 % Konfidenzintervall</i>	<i>kappa</i>	<i>95 % Konfidenzintervall</i>
A1	0.09	[ 0,09; 0.33 ]	0.22	[-0.12; 0.57]
A2	-0.32	[-0.65; 0.02 ]	<b>0.78 *</b>	<b>[ 0.49; 1,1 ]</b>
A3	0.11	[-0.16; 0.37]	-0.11	[-0.49; 0.27]
A4	0.17	[-0.05; 0.38]	<b>0.50 *</b>	<b>[0.02; 0.99]</b>

**\*signifikant**

**Tabelle 4.2.13** Auflistung der Kappa – Koeffizienten nach Cohen der einzelnen Auswerter für das Kriterium „Beteiligung der Gelenkfläche“

Vergleicht man die Aussagen der einzelnen Rater bezüglich einer Modalität, so fällt auf dass die Übereinstimmung der 4 Radiologen bei der MRT mit signifikanten Kappa-Wert von 0,26 noch am größten ist, gefolgt vom 3D-C-Bogen (Kappa 0,17), was immer noch einer geringgradigen Übereinstimmung entspricht. Keine signifikante Übereinstimmung der Rater ist jedoch beim CR zu verzeichnen.

<b>Kriterium 4 Beteiligung der Gelenkfläche?</b>				
	<b>Iso-C 3D</b>	<b>MRT</b>	<b>CR</b>	<b>Kappa-Koeffizient nach Fleiss</b>
<b>Kappa</b>	<b>0.18 *</b>	<b>0.26 *</b>	-0.003	- < 0 : Poor - 0.4 - 0.6: Moderate
<b>Prob&gt;Z</b>	<b>0.003</b>	<b>0.0002</b>	0.52	- 0 - 0.2 : Slight - 0.6 - 0.8: Substantial
				- 0.2 - 0.4 : Fair - 0.8 – 1: Almost perfect

**\* signifikant**

**Tabelle 4.2.14** Interrateragreement für die einzelnen Modalitäten für das Kriterium „Beteiligung der Gelenkfläche“, berechnet nach dem Kappa-Koeffizienten nach Fleiss

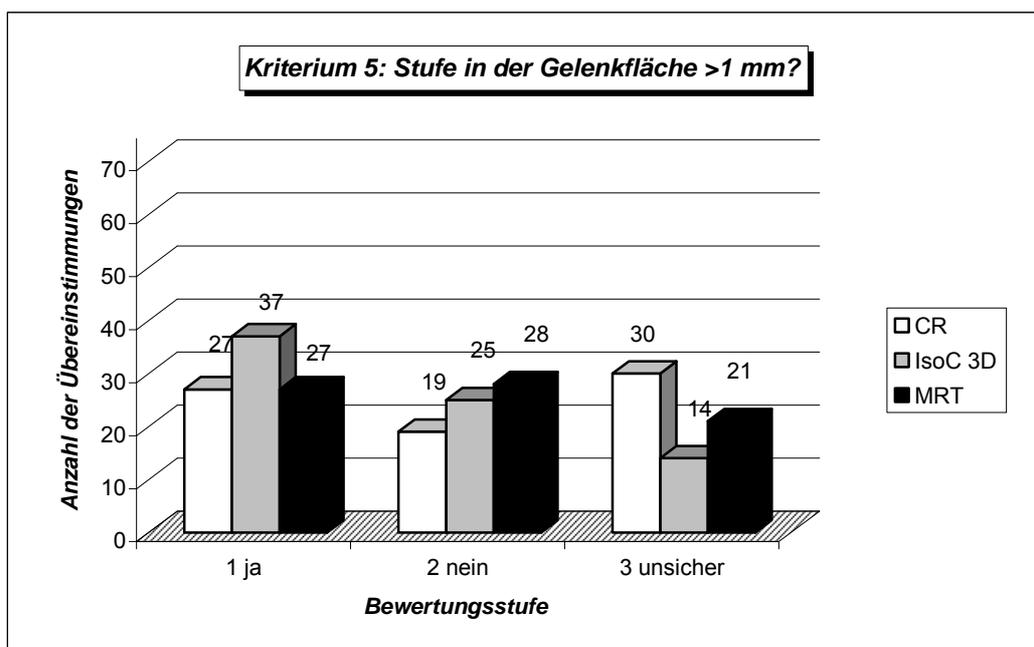
#### 4.2.5 Kriterium 5: Stufe in der Gelenkfläche

Die Beurteilung, ob eine Stufe von größer 1 mm besteht, zeigt schon in der Verteilung der Bewertungsstufen ein eher inhomogenes Bild, wie nachfolgende Tabelle und Abbildung zeigen.

Kriterium 5	Bewertungsstufe	Modalität (n=76)		
		CR	Iso-C 3D	MRT
Stufe in der Gelenkfläche > 1mm ?	1 ja	27	37	27
	2 nein	19	25	28
	3 unsicher	30	14	21

**Tabelle 4.2.15** Ergebnisse der einzelnen Modalitäten der 4 Auswerter in Bezug auf die Stufe in der Gelenkfläche bei 19 Patienten

Der Anteil der unsicheren Bewertung ist mit einem Minimalwert von 18,4% (Iso-C 3D) bis zu maximal 39,5% (CR) ziemlich groß und zeigt, dass eine genaue Festlegung den Auswertern diesbezüglich schwer gefallen ist.



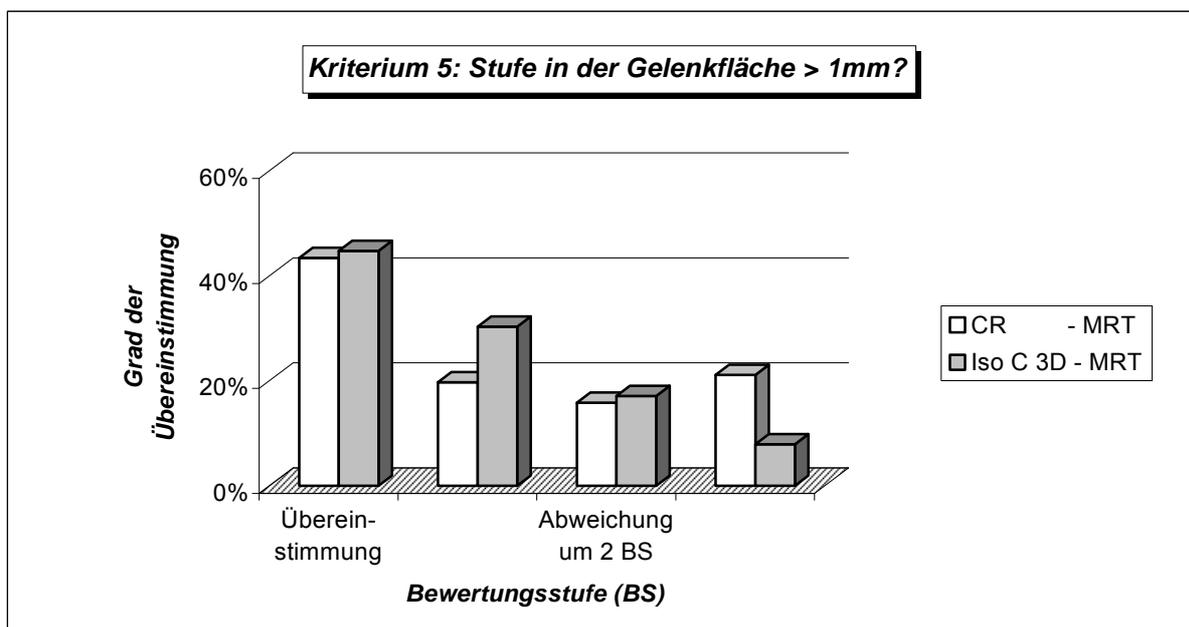
**Abbildung 4.2.7** Graphische Darstellung des Kriteriums 5: Stufe in der Gelenkfläche

Auch im Modalitätenvergleich wird zum einen deutlich, dass die Übereinstimmung zwischen CR und MRT (43,4%) fast so groß ist wie bei den beiden Schnittbildverfahren (44,7%) und insgesamt unter 50% liegt. Zum anderen zeigt die Tabelle aber auch, dass der übereinstimmende Anteil der unsicheren Beurteilungen mit 21,1% (CR-MRT) um beinahe das Vierfache größer ist als der (Anteil) der Schnittbildverfahren (7,9%).

<b>Kriterium 5</b> <i>Stufe in der Gelenkfläche &gt; 1 mm?</i>					
Häufigkeiten					
Modalitätenvergleich	Übereinstimmung	Abweichung um 1 BS	Abweichung um 2 BS	Unsichere Beurteilung <sup>1</sup>	Gesamt
CR - MRT	43,4%	19,7%	15,8%	21,1%	100,0%
Iso-C 3D - MRT	44,7%	30,3%	17,1%	7,9%	100,0%

<sup>1</sup> = Übereinstimmung der Bewertungsstufe 3 (=unsicher)  
BS = Bewertungsstufe

**Tabelle 4.2.16** Vergleich der Modalitäten bezüglich der Stufe in der Gelenkfläche



**Abbildung 4.2.8** Graphische Darstellung des Kriteriums 5: Stufe in der Gelenkfläche

Die Berechnung der Kappa-Koeffizienten der einzelnen Radiologen zeigt, dass das konventionelle Röntgen bei zwei Radiologen signifikante Übereinstimmungen vorzuweisen hat, der 3D-C-Bogen hingegen nur eine.

<b>Kriterium 5</b> <i>Stufe in der Gelenkfläche &gt; 1 mm?</i>				
Modalitätenvergleich				
Auswerter	CR - MRT		Iso-C 3D - MRT	
	kappa	95 % Konfidenzintervall	kappa	95 % Konfidenzintervall
A1	0.11	[-0.35; 0.57]	-0.01	[-0.28; 0.26]
A2	0.23	[-0.08; 0.54]	0.22	[-0.10; 0.54]
A3	<b>0.47*</b>	<b>[0.11; 0.82 ]</b>	0.11	[-0.34; 0.55]
A4	<b>0.48*</b>	<b>[0.17; 0.80 ]</b>	<b>0.51*</b>	<b>[0.18; 0.85 ]</b>

**\*signifikant**

**Tabelle 4.2.17** Auflistung der Kappa – Koeffizienten nach Cohen der einzelnen Auswerter für das Kriterium „Stufe in der Gelenkfläche“

Betrachtet man nun wieder das Maß der gleichen Aussagen der vier Radiologen für die einzelnen Modalitäten miteinander, so fällt auf, dass alle drei Verfahren nur geringgradig eine Übereinstimmung zwischen den Ratern aufzeigen – der größte Kappa-Wert weist mit 0,18 noch der 3D-C-Bogen auf.

<b>Kriterium 5 Stufe in der Gelenkfläche</b>				
	<b>Iso-C 3D</b>	<b>MRT</b>	<b>CR</b>	<b>Kappa-Koeffizient nach Fleiss</b>
<b>Kappa</b>	<b>0.18*</b>	<b>0.18*</b>	<b>0.14*</b>	- < 0 : Poor - 0.4 - 0.6: Moderate - 0 - 0.2 : Slight - 0.6 - 0.8: Substantial
<b>Prob&gt;Z</b>	<b>0.004</b>	<b>0.004</b>	<b>0.02</b>	- 0.2 - 0.4 : Fair - 0.8 – 1: Almost perfect
<b>* signifikant</b>				

**Tabelle 4.6.4:** Interrateragreement für die einzelnen Modalitäten für das Kriterium „Stufe in der Gelenkfläche“, berechnet nach dem Kappa-Koeffizienten nach Fleiss

#### 4.2.6 Kriterium 6: Dehiszenz in der Gelenkfläche

Die Beurteilung der Dehiszenz in der Gelenkfläche zeigt ein ähnliches Bild, wie bereits das vorangegangene Kriterium „Stufe in der Gelenkfläche“. Allerdings liegt hier die Anzahl der unsicheren Bewertungen bei 7 – 19 Frakturen bei einem Gesamtkollektiv von 76, das einem deutlich geringeren prozentualen Anteil von minimal 9,2% bis max. 25% entspricht.

<b>Kriterium 6</b>	<i>Bewertungsstufe</i>	<b>Modalität (=76)</b>		
		CR	Iso-C 3D	MRT
<i>Dehiszenz in der Gelenkfläche &gt; 1mm ?</i>	<i>1 ja</i>	35	44	41
	<i>2 nein</i>	22	25	24
	<i>3 unsicher</i>	19	7	11

**Tabelle 4.2.18** Ergebnisse der einzelnen Modalitäten der 4 Auswerter in Bezug auf die Dehiszenz in der Gelenkfläche bei 19 Patienten

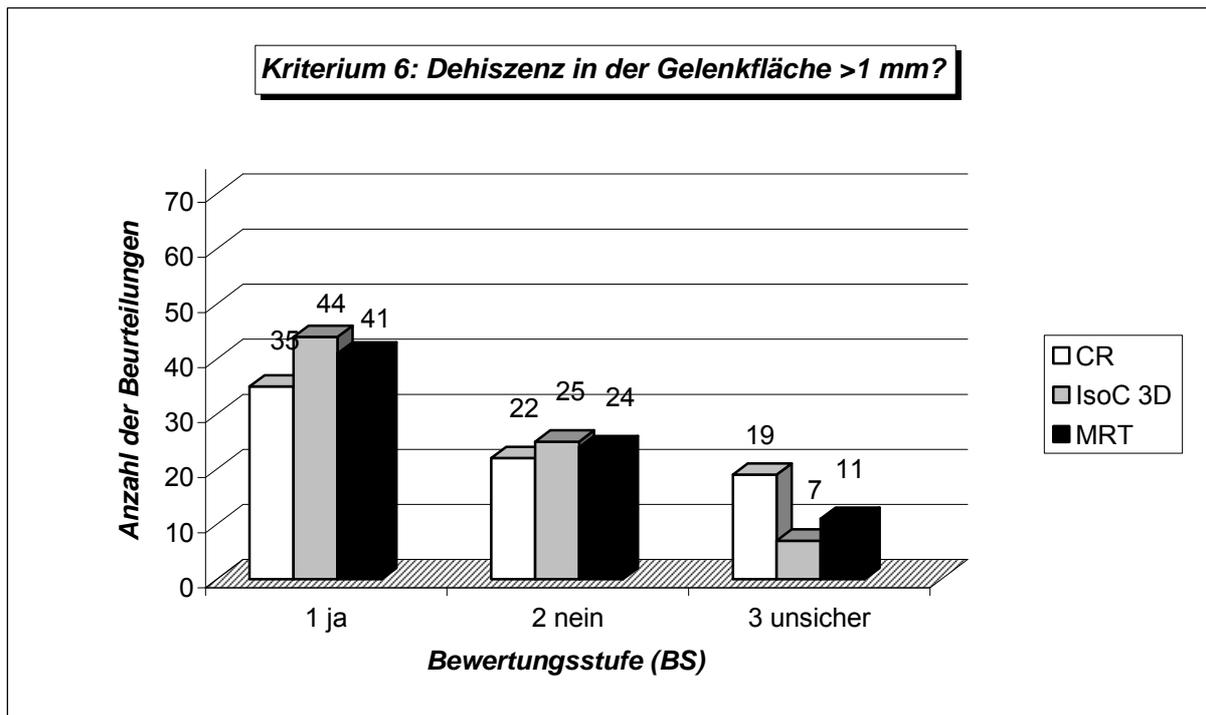


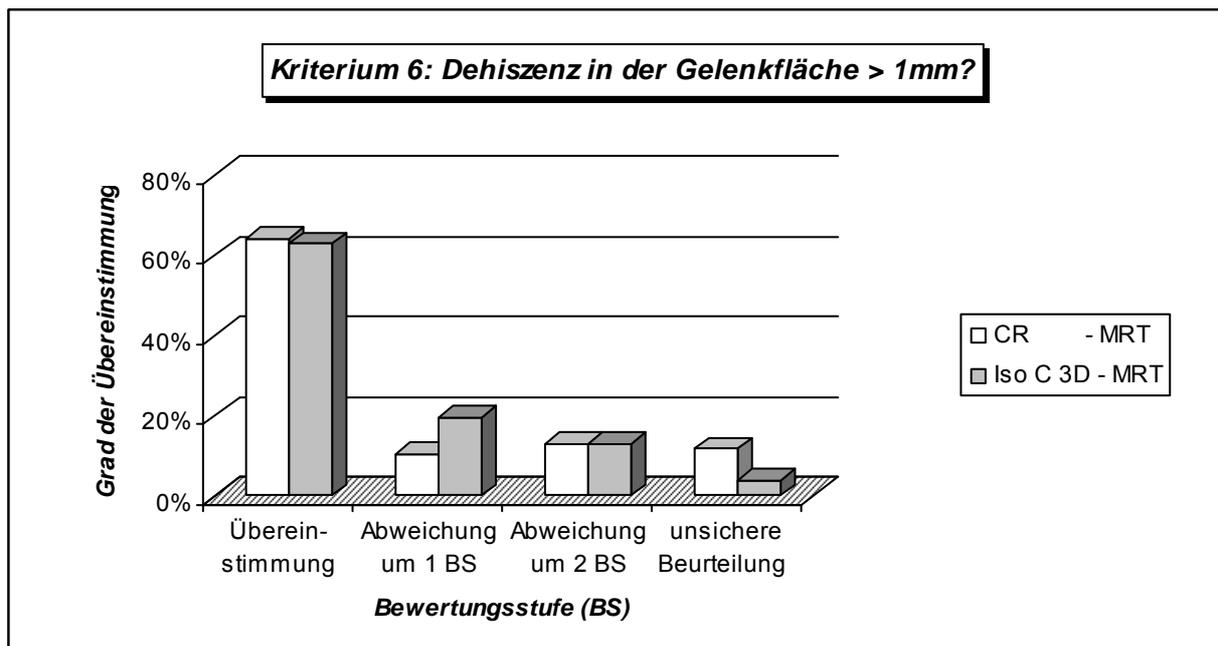
Abbildung 4.2.9 Graphische Darstellung des Kriteriums 6: Dehiszenz in der Gelenkfläche

Bei dem Modalitätenvergleich weist das konventionelle Röntgenbild mit 64,5% einen minimal größeren Grad der Übereinstimmung auf als die Schnittbilder des 3D-C-Bogens zum MRT-Bild (63,2%). Der übereinstimmende Anteil der unsicheren Beurteilungen von MRT und CR liegt mit 11,8% jedoch deutlich über den der Schnittbildverfahren (3,8%).

Kriterium 6 Dehiszenz in der Gelenkfläche > 1mm?					
Modalitätenvergleich	Häufigkeiten				Gesamt
	Übereinstimmung	Abweichung um 1 BS	Abweichung um 2 BS	unsichere Beurteilung <sup>1</sup>	
CR - MRT	64,5%	10,5%	13,2%	11,8%	100,0%
Iso-C 3D - MRT	63,2%	19,7%	13,2%	3,9%	100,0%

<sup>1</sup> = Übereinstimmung der Bewertungsstufe 3 (=unsicher)  
BS = Bewertungsstufe

Tabelle 4.2.19 Vergleich der Modalitäten bezüglich der Dehiszenz in der Gelenkfläche



**Abbildung 4.2.10** Graphische Darstellung des Kriteriums 6: Dehiszenz in der Gelenkfläche  
 Die Auswertung der Kappa-Koeffizienten der einzelnen Radiologen unterstreicht dabei das vorangegangene Ergebnis: Unter Berücksichtigung des hohen Anteils der unsicheren Bewertungen besteht ein signifikanter Zusammenhang zwischen MRT und CR immerhin bei drei Auswertern (A2, A3, A4).

<b>Kriterium 6 Dehiszenz in der Gelenkfläche &gt; 1 mm?</b>				
<b>Modalitätenvergleich</b>				
Auswerter	<b>CR - MRT</b>		<b>Iso-C 3D - MRT</b>	
	<i>kappa</i>	95 % Konfidenzintervall	<i>kappa</i>	95 % Konfidenzintervall
A1	0.31	[-0.04; 0.65]	0.24	[-0.12; 0.59]
A2	<b>0.66*</b>	[ <b>0.38; 0.95</b> ]	<b>0.49*</b>	[ <b>0.17; 0.81</b> ]
A3	<b>0.69*</b>	[ <b>0.38; 0.96</b> ]	0.42	[-0.01; 0.84]
A4	<b>0.65*</b>	[ <b>0.29; 1.01</b> ]	<b>0.45*</b>	[ <b>0.04; 0.86</b> ]

\*signifikant

**Tabelle 4.2.20** Auflistung der Kappa – Koeffizienten nach Cohen der einzelnen Auswerter für das Kriterium „Dehiszenz in der Gelenkfläche“

Beim 3D-C-Bogen sind lediglich zwei signifikante Kappa-Werte zu verzeichnen, wobei der Anteil der unsicheren Beurteilungen auch geringer ist. Es zeigt zumindest nachfolgende Tabelle, dass der C-Bogen in Bezug auf das Interrateragreement den

deutlich größten Kappa-Wert (0,42) von den 3 radiologischen Verfahren aufweist. Die Übereinstimmung der Aussagen der vier unabhängigen Bewerter ist hier noch „moderate“, wohin gegen man die Übereinstimmung bei MRT (0,24) und CR (0,18) als nur „fair“ bzw. „slight“ bezeichnen kann.

<b>Kriterium 6 Dehiszenz in der Gelenkfläche &gt; 1 mm?</b>				
	<b>Iso-C 3D</b>	<b>MRT</b>	<b>CR</b>	<b>Kappa-Koeffizient nach Fleiss</b>
<b>Kappa</b>	<b>0.42*</b>	<b>0.24*</b>	<b>0.18*</b>	- < 0 : Poor - 0.4 - 0.6: Moderate - 0 - 0.2 : Slight - 0.6 - 0.8: Substantial
<b>Prob&gt;Z</b>	<b>&lt;.0001</b>	<b>0.0004</b>	<b>0.004</b>	- 0.2 - 0.4 : Fair - 0.8 – 1: Almost perfect
<b>* signifikant</b>				

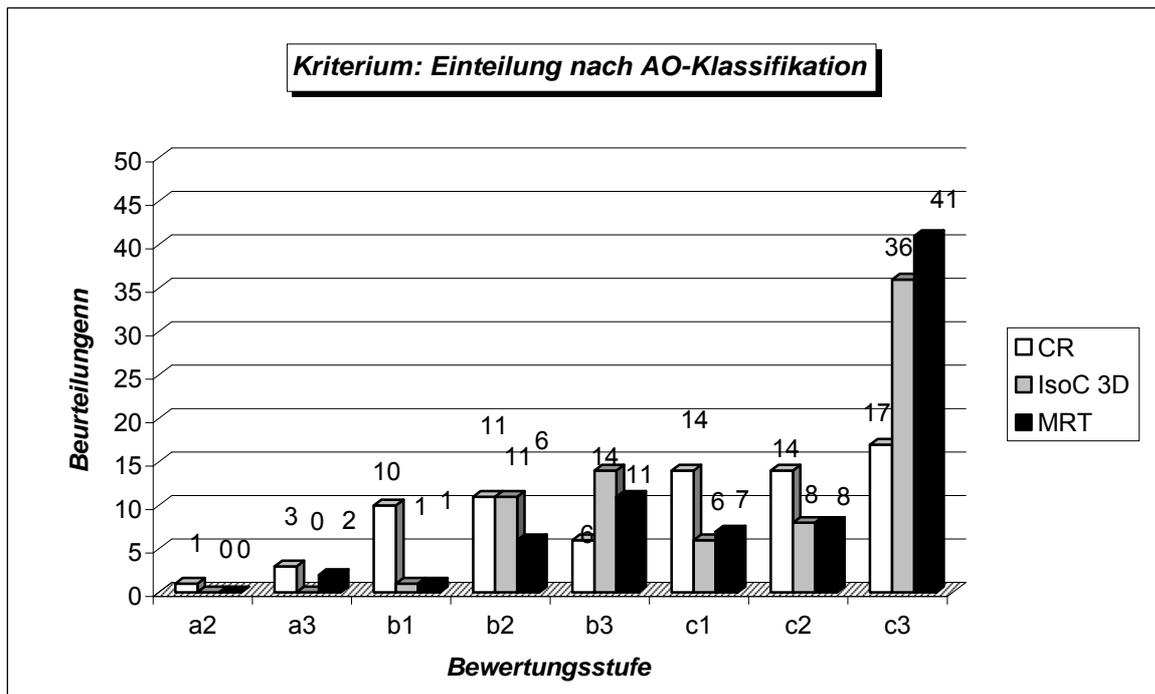
**Tabelle 4.2.21** Interrateragreement für die einzelnen Modalitäten für das Kriterium „Dehiszenz in der Gelenkfläche“, berechnet nach dem Kappa-Koeffizienten nach Fleiss

### 4.2.7 Kriterium 7: Einteilung nach AO-Klassifikation

Die Einstufung der Frakturen nach AO-Klassifikation zeigt im Röntgen 4/76 (~ 5%) der Bewertungen als *A-Frakturen*, 27/76 (= 35,5%) als *B-Frakturen* und 45/76 (= 29,2%) als *C-Frakturen*. Bei der Auswertung der Iso-C 3D Bilder erfolgte keine Einstufung als A-Fraktur. Hier wurden die meisten Frakturen mit knapp 50% aller Brüche als c3–Frakturen eingestuft (36/76= 47,3%) – ähnlich soviel wie bei der Kernspintomographie (41/76= 53,9%). Im CR wurden die Frakturen als viel harmloser eingestuft, denn hier wurden nur 22,3% der Brüche als Trümmerfraktur (= c3) erkannt.

<b>Kriterium 7</b>	<i>Bewertungsstufe</i>	<b>Modalität (n=76)t</b>		
		CR	Iso-C 3D	MRT
<b>Einteilung nach AO-Klassifikation</b>	<i>a1</i>	0	0	0
	<i>a2</i>	1	0	0
	<i>a3</i>	3	0	2
	<i>b1</i>	10	1	1
	<i>b2</i>	11	11	6
	<i>b3</i>	6	14	11
	<i>c1</i>	14	6	7
	<i>c2</i>	14	8	8
	<i>c3</i>	17	36	41

**Tabelle 4.2.22** Ergebnisse der einzelnen Modalitäten der 4 Auswerter in Bezug auf die Einteilung der Frakturen nach AO-Klassifikation bei 19 Patienten



**Abbildung 4.2.11** Graphische Darstellung des Kriteriums 7: Einteilung nach AO-Klassifikation

Im Modalitätenvergleich fällt auf, dass über 2/3 der Fraktur-Einstufungen bis in die Subgruppe zwischen MRT und 3D-C-Bogen übereinstimmen. Dagegen stimmen in über der Hälfte der Fälle die Frakturklassifizierungen (= 57,9%), die anhand Röntgenbilds vollzogen wurden, nicht mit denen der MR-Bilder überein.

Kriterium 7		Einteilung nach AO-Klassifikation	
		Häufigkeiten	
Modalitätenvergleich		Übereinstimmung	
CR	- MRT	42,2%	
Iso-C 3D	- MRT	67,2%	

**Tabelle 4.2.23** Vergleich der Modalitäten bezüglich der AO-Klassifikation

Im Modalitätenvergleich fällt auf, dass sowohl beim CR als auch Iso-C 3D im Vergleich zum MRT die Kappa-Werte bei drei Auswerten im 96% Konfidenzintervall liegen und somit eine überzufällige Übereinstimmungsrate der Beurteilungen bestätigen.

<b>Kriterium 7 Einteilung nach AO-Klassifikation</b>					
<b>Modalitätenvergleich</b>					
<i>Auswerter</i>	<i>kappa</i>	<b>CR - MRT</b>		<b>Iso-C 3D - MRT</b>	
		<i>95 % Konfidenzintervall</i>		<i>kappa</i>	<i>95 % Konfidenzintervall</i>
A1	<b>0.32*</b>	[ <b>0.08; 0.56</b> ]		0.31	[-0.04; 0.64]
A2	<b>0.86*</b>	[ <b>0.68; 1,04</b> ]		<b>0.86*</b>	[ <b>0.68; 1,04</b> ]
A3	0.25	[-0.00; 0.51]		<b>0.29*</b>	[ <b>0.04; 0.54</b> ]
A4	<b>0.26*</b>	[ <b>0.03; 0.49</b> ]		<b>0.65*</b>	[ <b>0.29; 1.08</b> ]
* <i>signifikant</i>					

**Tabelle 4.2.24** Auflistung der Kappa – Koeffizienten nach Cohen der einzelnen Auswerter für das Kriterium „Einteilung nach AO-Klassifikation“

Auch beim Vergleich der verschiedenen Bewertungen der vier Radiologen miteinander für die jeweilige Modalität zeichnet sich eine deutliche Abstufung der Kappa-Werte ab. Dabei schneiden die Schnittbildverfahren insgesamt besser ab. Allen voran steht der 3D-C-Bogen mit einem Kappa-Wert von 0,48 - dies entspricht eine „moderaten“ Übereinstimmung, gefolgt von MRT (0,28= fair) und CR (0,19).

<b>Kriterium 7 Einteilung nach AO-Klassifikation</b>				
	<b>Iso-C 3D</b>	<b>MRT</b>	<b>CR</b>	<b>Kappa-Koeffizient nach Fleiss</b>
<b>Kappa</b>	<b>0.48*</b>	<b>0.26*</b>	<b>0.19*</b>	- < 0 : <i>Poor</i> - 0.4 - 0.6: <i>Moderate</i>
<b>Prob&gt;Z</b>	<b>&lt;.0001</b>	<b>&lt;.0001</b>	<b>&lt;.0001</b>	- 0 - 0.2 : <i>Slight</i> - 0.6 - 0.8: <i>Substantial</i>
				- 0.2 - 0.4 : <i>Fair</i> - 0.8 – 1: <i>Almost perfect</i>
* <i>signifikant</i>				

**Tabelle 4.2.25** Interrateragreement der einzelnen Modalitäten für das Kriterium „Einteilung nach AO-Klassifikation“, berechnet nach dem Kappa-Koeffizienten nach Fleiss

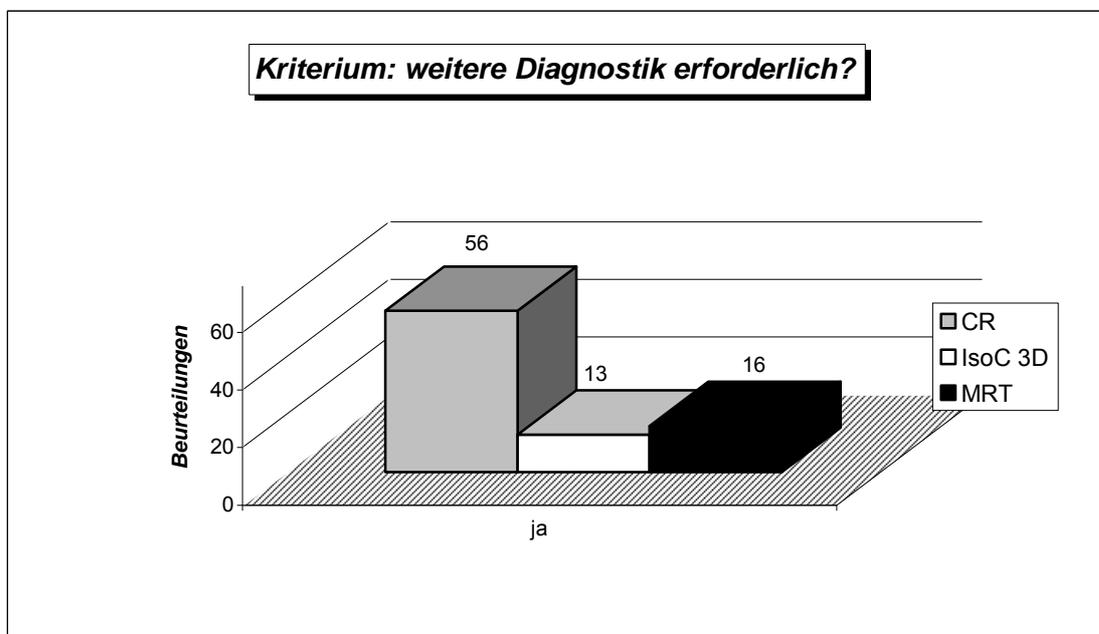
### 4.2.8 Kriterium 8: weitere Diagnostik

Da im klinischen Alltag bei komplexen, nicht immer leicht beurteilbaren Frakturen oft die Entscheidung ansteht, ob weitere diagnostische Verfahren zur Diagnosesicherung notwendig sind, mussten auch hier sich die Auswerter dieser Frage stellen. Während die Auswerter bei den Schnittbildverfahren in nur 21% (MRT) bzw. 17% (Iso-C 3D) der Fälle weitere Diagnostik zur Frakturbeurteilung wünschenswert fanden, wollten sie beim konventionellen Röntgenbild immerhin in 56

von 76 Fällen (73,7%) eine weitere diagnostische Abklärung, wie nachfolgende Tabelle und Abbildung zeigen.

Kriterium 8	Bewertungsstufe	Modalität		
		CR	Iso-C 3D	MRT
weitere Diagnostik erforderlich?	1 ja	56	13	16
	2 nein	20	63	60

**Tabelle 4.2.26** Ergebnisse der einzelnen Modalitäten der 4 Auswerter in Bezug auf die Notwendigkeit weiterer Diagnostik bei 19 Patienten.



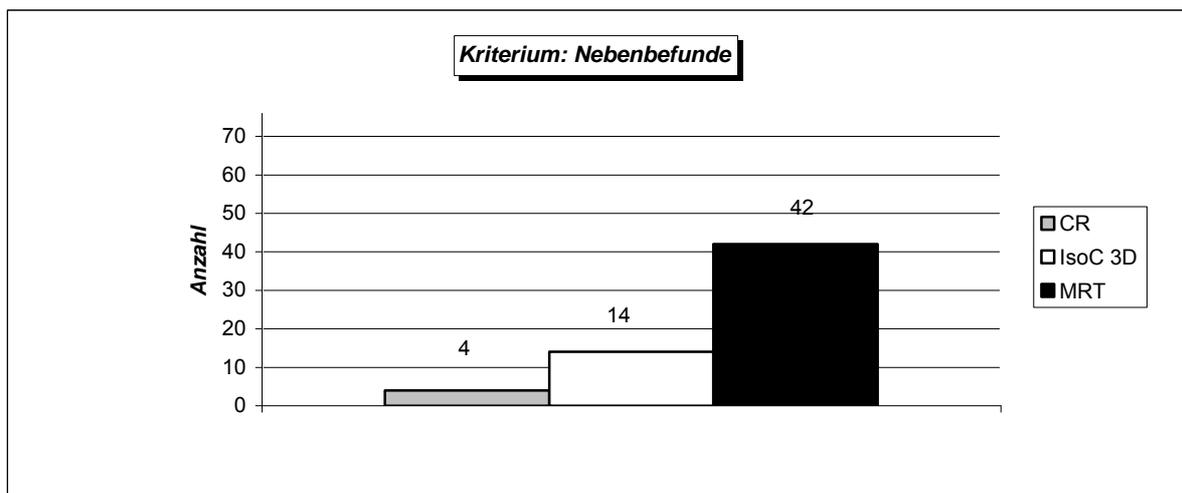
**Abbildung 4.2.12** Graphische Darstellung des Kriteriums 8: weitere Diagnostik

#### 4.2.9 Kriterium 9: Nebenbefunde

Als ergänzendes Kriterium in der Erfassung der Bildqualität der einzelnen Verfahren, sollte nun zuletzt von den Radiologen die Modalitäten noch nach möglichen Nebenbefunden beurteilt werden. Dabei zeigte sich, dass die MRT in 42 on 76 Fällen (55,3%) Zusatzbefunde in Form von Bandläsionen, Weichteilverletzungen, usw. zu Tage brachte. Deutlich weniger Nebenbefunde zeigten sich bei dem 3D-C-Bogen (18,4%) oder im konventionellen Röntgenbild (5,3%).

Kriterium 9	Bewertungsstufe	Modalität (n=76)		
		CR	Iso-C 3D	MRT
Nebenbefund ersichtlich?	1 ja	4	14	42
	2 nein	72	62	34

**Tabelle 4.2.27** Ergebnisse der einzelnen Modalitäten der 4 Auswerter in Bezug auf Nebenbefunde bei 19 Patienten.



**Abbildung 4.2.13** Graphische Darstellung des Kriteriums 9: Nebenbefunde

## 5 DISKUSSION

### *Motivation*

Die distale Radiusfraktur gehört zu den häufigsten Frakturen überhaupt. **(6)**, **(21)**, **(28)**. Werden die einfachen Frakturen meist konservativ behandelt **(12)**, so ist bei komplexeren Frakturen, die eine Dislokation von Frakturelementen oder eine Mitbeteiligung der Gelenkfläche aufweisen, meist eine operative Versorgung durch den Unfallchirurgen bzw. Orthopäden unumgänglich. Dabei sind die postoperativen Komplikationen bei instabilen Frakturen nicht zu unterschätzen und treten im Klinikalltag sehr häufig auf. Die Komplikationen reichen dabei von Redislokationen, Kompressionssyndromen, Sehnenrupturen, Fehlstellungen bis zu übersehbaren Begleitverletzungen. Im Besonderen ist als Spätkomplikation vor allem bei Gelenkfrakturen die posttraumatische Arthrose sehr gefürchtet. Trotz operativer Versorgung distaler Radiusfrakturen ist z.B. bei distalen Radiusfrakturen die Fehlstellungsrate mit 35%, wie eine prospektive Studie aus Edinburgh **(48)** zeigte, ziemlich hoch. So zeigten auch Untersuchungen von McQueen **(48)** unter anderem eine enge Korrelation von Fehlstellung und Einschränkung des Bewegungsumfangs. Auch andere Untersucher kamen auf ähnliche Ergebnisse **(2)**, **(15)**, **(66)**. Dabei stellt sich hier die Frage, warum es denn gerade bei komplexeren Frakturen des distalen Radius oder Gelenke anderer Regionen zu dieser hohen Komplikationsrate kommt. Es sind die Ursachen zum einen in der Vielzahl der operativen Möglichkeiten [Verweis auf Einleitung], bei uneinheitlichem Therapiekonzept zu suchen. In der gesamten Literatur sind bis dato keine einheitlichen Operationsrichtlinien über die Vorgehensweise bezüglich der Versorgung distaler Radiusfrakturen aus den jeweiligen Untergruppen der AO-Klassifikation beschrieben. **(58)** Zum anderen sind die meist intraoperativ zur Verfügung stehenden Röntgengeräte in Form von C-Bögen aufgrund ihrer zweidimensionalen Projektionsbilder in ihrer Möglichkeit der exakten Darstellung der Lage der Frakturfragmente sowie des Repositionsergebnisses limitiert. Hier bietet der Iso-C 3D wichtige Vorteile, da intraoperativ nach Reposition der Frakturfragmente und Osteosynthese durch Erzeugung eines neuen 3D-Datensatzes die aktuelle Lagebeziehung der Knochen und die Lage der Fragmente sowie des Osteosynthesematerials jederzeit überlagerungsfrei dargestellt werden kann.

### **Wahl der Untersuchungsmethoden**

Um eine Aussage über die Güte der Bildqualität von bildgebenden Verfahren treffen zu können, muss man die neue Modalität mit Untersuchungsmethoden, die nach dem aktuellen Wissenstand der Forschung als Standard gelten, vergleichen. Bei komplex intraartikulären Radiusfrakturen herrscht allgemein Konsens darüber, dass neben dem konventionellen Röntgenbild, vorrangig auch das CT-Bild als diagnostisches Verfahren empfohlen wird. **(43)**. Nur bei weiter bestehenden Unklarheiten sollte optional eine Anfertigung einer MRT in Erwägung gezogen werden. In unserer Studie wurde bei komplex intraartikulären Frakturen anstelle der routinemäßigen CT-Aufnahme ein Iso-C 3D Scan durchgeführt, da zum einen vorausgehende Studien an Knochenpräparaten zeigen konnten, dass die Knochendarstellbarkeit des IsoC 3D dem CT gleichwertig ist. **(44)** Zum anderen musste in unserer Studie im Gegensatz zu den vorangegangenen Studien mit dem 3D-C-Bogen an Phantom und Leichenpräparaten **(60)**, **(37)**, **(18)** auf Referenzaufnahmen mittels CT verzichtet werden, da dies eine zusätzliche Strahlenbelastung für die Patienten bedeutet hätte. Deshalb wurde hier als Goldstandard die MRT anstelle der CT als Referenz zur Beurteilung der Gelenkfrakturen festgelegt. Studien haben gezeigt, dass die MRT der CT in der Beurteilung von Frakturen bei der Wahl der richtigen MR-Sequenzen nahe zu ebenbürtig ist. Desweiteren hat die MRT bei der Beurteilung der Zerstörung von Bandstrukturen, Knochenkontusionen, Knochenödem, und Weichteilverletzungen zweifelsfrei ihre Vorteile und ihre Berechtigung. Darüber hinaus stellen vermutete okkulte Frakturen, die durch das Fehlen sichtbarer Frakturzeichen in der zur Erstdiagnose durchgeführten konventionellen Radiographie gekennzeichnet sind, bzw. ihr Verdacht eine weitere wichtige Indikation der MRI dar. **(50)** Daher wurden in der Studie auch das Erkennen von Nebenbefunden (**Kriterium 9**) beurteilt, um auch feststellen zu können, inwieweit Begleitverletzungen neben der MRT auch mit dem 3D-C-Bogen erkennbar sind. Durch die gleichzeitige Betrachtung von kortikalem Knochen und Knochenmark ergeben sich völlig neue Perspektiven **(71)**. So stellt sich das adulte Knochenmark, welches eine äußerst fettreiche Substanz ist, in Abhängigkeit der angewandten Sequenz, als ein unterschiedlich signalreicher, aber durchwegs homogener Anteil des Knochens dar. Aufgrund einer traumatischen

Verletzung des Knochens kommt es zu einer Änderung des Signalverhaltens der Spongiosa und des Knochenmarks. Die morphologisch im MR-Bild als Knochenkontusion bezeichnete Veränderung des Knochenmarks, ist als posttraumatische Resultat des Blutergusses, Knochenödems und mikrotrabekulärer Verletzungen anzusehen **(4)**, **(51)**, **(70)**, **(47)**. Dabei spielt die Wahl der richtigen Sequenzen eine entscheidende Rolle. Zu dieser Fragestellung sind in der Vergangenheit mehrfach Untersuchungen durchgeführt worden, die alle ähnliche Ergebnisse erbrachten. Breitenseher et al. **(11)** verglichen im Rahmen ihrer Studie drei der für die Frakturdiagnostik üblichen Sequenzen – nämlich die T1-Spin-Echo-Sequenz, die STIR-Sequenz („short-tau-inversion-recovery“) und die T2\*-Gradienten-Echo-Sequenz. Sie kamen zu der Erkenntnis, dass die auch in unserer Studie verwendeten STIR-Sequenz bei allen von ihnen untersuchten Frakturtypen die Sequenz mit der höchsten Sensitivität zwischen 88% (bei trabekulären Frakturen) und 100% (bei Kortikalisfrakturlinien und Knochenmarködemen) ist. Auch die T1-Spin-Echo-Sequenz wurde mit Werten zwischen 21% bei Kortikalisfrakturlinien, 88% bei trabekulären Frakturen und 100% bei Knochenmarködemen ebenfalls als sehr gute Sequenz zur Frakturdiagnostik bewertet, welche auch in dieser Studie zum Einsatz kam [siehe Material und Methoden]. Dem gegenüber wurde die T2\*-Gradienten-Echo-Sequenz mit Sensitivitäten zwischen 14% und 59% als nicht ausreichend beschrieben.

Hilfiker et al. **(31)** verglichen in ihrer Studie eine Fast-T2-Spin-Echo-Sequenz mit Fettunterdrückung mit einer Fast-Spin-Echo-STIR. Auch sie kamen zu dem Ergebnis, daß die Spin-Echo-STIR, wegen ihrer besseren Signalhomogenität, die bessere Sequenz zur Frakturdiagnostik ist.

### ***Bildgüte der Modalitäten***

Im klinischen Alltag ist es vor allem von großer Bedeutung, ob erhobene diagnostische Befunde zur richtigen klinischen Konsequenz führen. Der 3D-C-Bogen ist als intraoperatives bildgebendes Verfahren primär für den Operationssaal bestimmt. Er soll dem Operateur ermöglichen, das Ausmaß komplexer Frakturen einschätzen zu können um dann das richtige Osteosyntheseverfahren auszuwählen, die Einbringung des OP-Materials zu kontrollieren und eine möglichst genaue Rekonstruktion der Fraktur zu erreichen. Trotz seines intraoperativ gedachten

Einsatzortes zeigt unsere Studie, dass der Iso-C 3D diagnostisch etablierten Schnittbildverfahren wie dem MRT nahezu ebenbürtig ist und dem konventionellen Röntgen - welches als bisheriger intraoperativer Standard galt - in einigen Aspekten überlegen ist. Zu dieser Schlussfolgerung kann man bei Betrachtung des Ergebnisteils nur dann kommen, wenn man die ausgewerteten Kriterien nicht nur einzeln betrachtet, sondern die daraus gewonnenen Erkenntnisse zu einem Gesamtbild zusammenfügt.

Dabei ist zusätzlich zu berücksichtigen, dass aufgrund der geringen Fallzahlen die Ergebnisse zum einen deskriptiv sind und Ergebnisse der statistischen Berechnungen in Bezug ihrer absoluten Aussagekraft zum Teil relativiert bzw. korrigiert werden müssen.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse fällt zunächst auf, dass die Erkennung der Fraktur (= **Kriterium 1**) an sich keinem der drei Modalitäten Schwierigkeiten bereitet hat. Der Grund dafür ist die Tatsache, dass dieses Kriterium im Wesentlichen eine Aufnahmebedingung eines Patienten in die Studie widerspiegelt, welche die Forderung stellt, dass es sich um eine im konventionellen Röntgenbild sicher erkennbare Fraktur - mit zusätzlich fraglicher Beteiligung der Gelenkfläche - handelt.

Dass sich bei den Schnittbildverfahren dasselbe oder gar ein besseres Ergebnis einstellte, ist nicht verwunderlich, zumal bereits in einer anderen Studie nachgewiesen wurde, dass mit dem 3D-C-Bogen alle Frakturen richtig erkannt wurden.(37)

Die Güte der bildgebenden Untersuchung lässt sich daher am besten an denjenigen Kriterien festmachen, die einen entscheidenden Einfluss auf die Therapie haben können. Hierzu gehört vor allem die richtige Beurteilung des Ausmaßes einer Gelenkbeteiligung, da durch ihre Fehleinschätzung mitunter weitere wichtige chirurgische Maßnahmen unterlassen werden und so Komplikationen herbeigeführt werden können. Dabei lässt sich das Ausmaß der Gelenkbeteiligung im Wesentlichen durch Beurteilung der Gelenkfläche, des Frakturlinienverlaufes, der Gelenkflächenimpression (**Kriterium 2, 4, 5**), des Frakturspalts, der Dehiszenz (**Kriterium 6**) sowie ihrer Einstufung in die AO-Klassifikation (**Kriterium 7**), beschreiben.

So konnte unsere Studie zeigen, dass die Frakturen in der Iso-C 3D Bildgebung fast 50% (36 von 76 Beurteilungen) als c3-Frakturen klassifiziert wurden - bei der MRT waren es mit knapp über 50% der Frakturen (41 von 76 Beurteilungen) nur unwesentlich mehr. Bei beiden Modalitäten wurden die Frakturen damit als viel schwerwiegender eingestuft als anhand der Röntgenaufnahmen. Hier wurden nur 22,4% (17 von 76 Beurteilungen) der 19 Frakturen als c3 klassifiziert. Dies liegt daran, dass eine Schichtbildgebung grundsätzlich eine genauere Einschätzung des Frakturausmaßes zulässt. Der Iso-C 3D stellte sich hier als nahezu gleichwertig mit den etablierten Schichtbildverfahren heraus. Bestätigt wird die Güte der Bildqualität mitunter durch den hohen Kappa-Wert des Verfahrens ( $\kappa=0,48$ ), welches sogar höher liegt als der Wert des MRT ( $\kappa=0,26$ ). Die Kappa-Werte bringen zum Ausdruck, dass ein moderater (*engl.= „moderate“*) Konsens zwischen den 4 Auswertern bezüglich ihrer Klassifizierung der zu beurteilenden 19 Gelenkfrakturen beim 3D-C-Bogen besteht. Im Gegensatz hierzu ist die Übereinstimmungsrate beim MRT nur gering (*engl.=, „slight“*). Im Gegensatz zu den erreichten hohen Kappa-Werten des interobserver agreements für Iso-C 3D und MRT zeigten das konventionelle Röntgenbild einen deutlich schlechteren Kappa-Wert ( $\kappa=0,19$ ), d.h. hier stimmten die Aussagen der einzelnen Auswerter nicht gut überein. Im Gegensatz zu unseren guten Kappa-Werten sind in der Literatur deutlich schlechtere Kappa-Werte für Schnittbildverfahren, beispielsweise dem CT, beschrieben. So führten die Autoren Tapio Flinkkilä et al. (69) eine Studie über die Interobserver-Zuverlässigkeit bezüglich der Fraktуреinteilung nach AO mittels CT und Röntgenaufnahmen durch. Es wurden dabei 30 Colles-Frakturen zuerst anhand des konventionellen Röntgenbilds beurteilt, 2 Monate später erfolgte die zweite Evaluierung durch CT-Bilder. Dabei zeigte sich, dass sich bei Anwendung der detaillierten Klassifikation (AO-Klassifikation nach Fernandez und Geissler modifiziert mit 14 Klassen) eine nur geringe Übereinstimmung zwischen den einzelnen Untersuchern erzielen ließ, sowohl bei CR ( $\kappa=0,16$ ) als auch CT ( $\kappa=0,18$ ). Eine weitere Reduzierung auf fünf Kategorien (A2, A3, C1, C2, C3) führte zu einem geringgradig besseren Ergebnis - CR ( $\kappa=0,23$ ) u. CT ( $\kappa=0,25$ ) -, war aber trotzdem unzulänglich. Erst die weitere Reduzierung auf nur zwei Klassen (A= extrartikulär und C= intraartikulär), brachte erst eine gute Interobserver Reliabilität bei CR ( $\kappa=0,48$ ) und eine exzellente bei den CT-Bildern ( $\kappa=0,78$ ). Es zeigte sich ferner, dass die Frakturen anhand der CT-Bilder höhergradig

eingestuft wurden als an den CR- Bildern - dies bestätigt sich auch anhand unserer Ergebnisse der beiden schnittbildgebenden Verfahren.

Auch die Resultate von *Andersen et al* (**3**) und *Kreder et al*, (**38**) zeigten, dass erst durch die Reduzierung der AO-Klassifikation auf ihre drei Hauptklassen - A, B, C - eine akzeptable Reproduzierbarkeit möglich war. Moran et al kamen bei 50 untersuchten distale Radiusfrakturen und folgenden Kappa-Koeffizienten - ( $k > 0.75$  good/excellent;  $0.50 < k < 0.75$  fair;  $k < 0.50$  poor) - zu folgendem ernüchternden Ergebnis: Alle Klassifikationen wiesen eine schlechte interobserver Zuverlässigkeit auf ( $k < 0,50$ ). So lagen die die Kappa-Werte für die AO/ASIF Klassifikation mit 0,44 am besten, gefolgt von der Frykman Klassifikation mit 0,40. und zeigen damit deutlich schlechtere Kappa-Werte als der Iso-C 3D.

Eine nahezu doppelt so hohe Übereinstimmungsrate bezüglich der Gelenkflächenbeteiligung (= **Kriterium 4**) von MRT und 3 D C- Bogen im Vergleich zum konventionellen Röntgen machen ferner die Überlegenheit der schnittbildgebenden Verfahren bei der Beurteilung multiplanarer Gelenkflächen deutlich. Auch wenn im Interrateragreement nur geringe Kappa-Werte von 0,17 (Iso-C 3D) und 0,26 (MRT) erzielt werden, so zeigt sich keine deutliche Abweichung (lediglich manchmal von einer Bewertungsstufe) zwischen ihnen. Im Gegensatz dazu besteht beim CR überhaupt keine signifikante Übereinstimmung zwischen den vier Radiologen. Überträgt man das Ergebnis des Interrateragreements gedanklich auf die Chirurgen, so ist anzunehmen, dass auch sie intraoperativ zu komplett unterschiedlichen Aussagen kommen würden und den Schweregrad der Fraktur anhand des CR unterschätzen bzw. fehleinschätzen würden. Besonders eine Fehleinschätzung des Ausmaßes der Gelenkflächenbeteiligung durch ein Übersehen einer Mehrfachbeteiligung kann mitunter zur suboptimalen Rekonstruktion der Gelenkfläche führen und damit das Risiko postoperativer Komplikationen deutlich erhöhen. Die Überlegenheit der Schnittbilddiagnostik wird auch dadurch bestätigt, dass in insgesamt mehr als 1/3 der Beurteilungen (26 von 76 Beurteilungen= 34,2%) im CR eine mehrfache Beteiligung der Gelenkfläche fälschlicherweise als einfach eingestuft wurde (19/76= 25%) oder keine sichere Aussage über eine Beteiligung getroffen werden konnte. Dies bestätigen Angaben der Literatur, die belegen, dass die Schnittbilddiagnostik in der Frakturerkennung bei multiplanaren Gelenkflächen dem konventionellen Röntgen überlegen ist. (**45**)

Die Beurteilung der Größe der Stufe in der Gelenkfläche (= **Kriterium 5**) im Millimeter-Bereich bereitete allen drei Modalitäten große Schwierigkeiten und spiegelt sich in der hohen Anzahl der unsicheren Beurteilungen wieder - insbesondere beim konventionellen Röntgenbild und der MRT. Sicherlich würde für diese Fragestellung eine CT-Diagnostik dem Goldstandard eher gerecht werden als die MRT und eine bessere Einstufung der Ergebnisse des 3D-C-Bogens zulassen, da sich in 7 von 76 Fällen zeigte, dass eine Beurteilung der Stufe in der Gelenkfläche mittels MRT nicht möglich ist, wohingegen Iso-C 3D und CR hierbei zu denselben Beurteilungen kommen. Eine genauere Analyse der Daten zeigt ferner, dass in weniger als 4% (= 3 von 76 Fällen) der Bewertungen der 3D-C-Bogen die Stufenbildung geringer einschätzt als die anderen beiden Modalitäten. Neben der höheren Anfälligkeit beider Schnittbildverfahren gegenüber Bildartefakten aufgrund der längeren Untersuchungsdauer und der daraus resultierenden Verwacklungsgefahr bei nicht analgosedierten Patienten, liegen die Ursachen beim Iso-C 3D in den z. T. systembedingt auftretenden Streifenartefakten, wie [siehe Bildbeispiele Anhang] demonstrieren. Ferner erscheinen die Randkonturen der MPR-Abbildungen des Iso-C 3D unregelmäßig, wie vorangegangene Studien zeigen konnten (**37**), was die Beurteilung der Stufenbildung darüber hinaus erschwert. Da in dieser Studie der Prototyp des 3D-C-Bogens zur Verwendung kam, beschränkten sich die Sekundärrekonstruktionen noch auf drei Ebenen - coronar, sagittal und transversal. Bei dem jetzt verfügbaren und in unserer Studie verwendeten Serienmodell hingegen ist es möglich, beliebige Ebenen vom Computer rekonstruieren zu lassen. Es ist daher anzunehmen, dass durch die richtige Auswahl der Ebene eine bessere Beurteilung der Stufe multiplaner Gelenkflächen möglich sein wird.

Ähnliches wie bei Kriterium 5 zeigt auch die Beurteilung der Dehiszenz in der Gelenkfläche (= **Kriterium 6**) aus den bereits oben genannten Gründen. Es fällt jedoch bei der genaueren Analyse der Daten auf, dass tendenziell die Dehiszenz bei den Schnittbildverfahren größer eingeschätzt wird als im CR.

Bei der alleinigen Betrachtung der geringen Übereinstimmungsrate von ca. 50% zwischen der MRT und dem 3D-C-Bogen in Bezug auf den Frakturlinienverlauf (= **Kriterium 2**) kommen berechnete Zweifel auf, ob die Bildqualität des C-Bogens diesbezüglich adäquat ist. Dieses Ergebnis lässt sich jedoch bei genauer Betrachtung folgender Aspekte relativieren und erfordert eine differenzierte

Interpretation. Zum einen sind die Abstufungen zwischen den einzelnen Bewertungsstufen bezüglich der klinischen Konsequenz nicht ganz gleichwertig: So werden sicherlich keine Änderungen im therapeutischen (operativen) Vorgehen stattfinden, wenn in der Bildgebung der Frakturlinienverlauf statt „sicher“ (= Antwort 1) nur „gering eingeschränkt“ (= Antwort 2) beurteilbar ist. Ist jedoch ein Frakturlinienverlauf „nicht“ (= Antwort 4) oder nur „stark eingeschränkt beurteilbar“ (= Antwort 3), kann keine sichere Aussage über Frakturausmaß und folglich Art der operativen Therapiemaßnahmen getroffen werden. Soll die Bildqualität einer Modalität daran gemessen werden, dass durch sie eine Aussage über das weitere therapeutische Vorgehen möglich ist, macht es daher Sinn, den Verlauf der Frakturlinie auf die Antwortmöglichkeit „beurteilbar“ (wodurch eine Therapieentscheidung möglich wird) oder „nicht beurteilbar“ zu reduzieren und somit Antwort 1 und 2 bzw. Antwort 3 und 4 zusammenzufassen. Dies wird ferner durch den errechneten Kendall-Konkordanzkoeffizienten bestätigt, welcher im Gegensatz zu MRT und CR allein für den 3D-C-Bogen signifikant ist. Der Kendall-Konkordanzkoeffizient errechnet die Übereinstimmungsrate zwischen den einzelnen Ratern, wobei er die Rangordnung der Antwortmöglichkeiten der einzelnen Auswerter berücksichtigt. Dies bedeutet konkret in diesem Fall: Bewertet Rater 1 bei ordinalskalierten Bewertungsstufen aufgrund seiner individuellen Sichtweise bei unterschiedlichen Patienten in Bezug auf den Verlauf der Frakturlinie generell eine Bewertungsstufe schlechter als Rater 2, so geht diese „Verschiebung“ der Rangordnung in die Berechnung der Übereinstimmungsrate und damit in die Bestimmung des Kendall-Konkordanzkoeffizienten mit ein. Der signifikante Kappa-Wert von 0,5 bestätigt letztendlich, dass trotz unterschiedlicher Rangordnungen der Rater, eine ordentliche Übereinstimmung zwischen den Auswertern für den 3D-C-Bogen besteht.

Führt man nun die statistische Berechnungen für den auf zwei Antworten reduzierten Frakturlinienverlauf durch, so ergibt sich ein völlig neues Bild: In knapp 9 von 10 Fällen (88,2%) stimmen nun die Aussagen zwischen MRT und Iso-C 3D überein, bei CR und MRT liegt die Übereinstimmungsrate lediglich bei 69,7%. Dieses Ergebnis deckt sich weitgehend mit Studienergebnisse von Kotianos et al. (37) bezüglich des Frakturverlaufs.

Der Vergleich der Bildgebungsmodalitäten Iso-C 3D, CT und konventionelles Röntgen konnte bereits in einer Studie an 14 Gelenkfrakturen von unmittelbar

verstorbenen polytraumatisierten Patienten zeigen - darunter Frakturen des distalen Radius (n= 4) und des Tibiakopfes (n= 4) - dass in allen Fällen das Ausmaß der Gelenkbeteiligung einschließlich der korrekten Fragmentanzahl erkannt wurde. **(37)** .

### ***Bildartefakte des Iso-C 3D***

Bereits die ersten Studien **(44)** an Leichenpräparaten der oberen Extremität (des Handgelenks, des Ellenbogens und der Schulter), sowie an Regionen der unteren Extremität (Hüfte, Knie, und Sprunggelenk) zeigten, dass sich die isozentrische Lagerung der einzelnen Gelenke unterschiedlich schwierig gestaltete und mitunter einen Einfluss auf die Bildqualität hatte. So traten keine Probleme auf, Handgelenke und Sprunggelenke in die gewünschte Pronationsstellung zu bringen. Es war jedoch notwendig, dass beispielsweise der Ellenbogen in eine beträchtliche Abduktionsstellung gebracht werden musste. Ferner stellte sich heraus, dass sich die Bildqualität der Knieregion um einiges besserte, wenn es gelang die andere untere Extremität aus dem Zentrum der Röntgenstrahls zu bringen **(44)**. Als sehr problematisch erwies sich die Lagerung der Hüfte und insbesondere der Schulter, da diese nicht in das Zentrum des 3D-C-Bogens gebracht werden konnten, ohne am C-Arm des Bildwandlers anzustoßen - was einen 190° Scan nahezu unmöglich macht **(44)** . Ferner leidet die Bildqualität von Aufnahmen der Hüftregion aufgrund des vergrößerten Weichteilmantels erheblich **(37)** . Nachteilig wirkt sich ferner noch das begrenzte Untersuchungsvolumen von 119 mm<sup>3</sup> aus. Meist reicht das „field of view“ für die peripheren Gelenke aus, Spaltbrüche jedoch, die z.B. bis in die Diaphyse reichen, können mit einer Untersuchung nicht komplett abgebildet werden. **(37)** Gleiche Limitierung gilt für die Abbildung der gesamten Lendenwirbelsäule: Hier lassen sich maximal drei benachbarte Lendenwirbelkörper in einem Untersuchungsgang darstellen. **(60)** Diese Erkenntnisse wurden bei der Gestaltung des Studiendesigns berücksichtigt, insbesondere bei der Auswahl bezüglich der Gelenkregionen.

Neben der exakten isozentrischen Positionierung der zu untersuchenden Frakturregion spielt für die Bildqualität auch die durchstrahlte Unterlage eine nicht unerhebliche Rolle. Wirth et al. konnten dabei feststellen, dass es zu einer erheblichen Reduzierung der Artefakte kam, wenn als Unterlage eine Karbonplatte verwendet wurde. Unsere Untersuchung an den Patienten zeigte, dass gegenüber

den Leichenpräparaten weitere Artefaktquellen zu einer minderen Bildqualität beitragen können. Zum einen kam es bei einigen Patienten schmerzbedingt zu verstärkten Bewegungsartefakten sowohl bei dem Iso-C 3D Scan als auch bei der MRT-Untersuchung, da die Untersuchungszeit bei diesen beiden Untersuchungsmethoden (120 sec beim Iso-C 3D, 15-30 Min bei der MRT) im Gegensatz zum konventionellen Röntgenbild (1-2 sec) deutlich länger ist. Zum anderen war aufgrund der Schmerzen der Patienten nicht immer eine exakte Positionierung der Gelenkregion im Isozentrum möglich. Des Weiteren kam es bei zwei Patienten mit Gipsanlage, die belassen werden mussten, zu einer Zunahme der Artefakte. Da der 3D-C-Bogen zum späteren Zeitpunkt nicht hauptsächlich für die präoperative Diagnostik gedacht ist, sondern primär im Operationssaal zum Einsatz kommen soll, ist anzunehmen, dass sich Bewegungsartefakte durch die Analgosedierung auf ein Minimum reduzieren lassen werden. Eine exakte isozentrische Positionierung wird durch entsprechende Muskelrelaxierung sicherlich erleichtert werden. Ferner werden Nachbesserungen der Operationstische bzw. Untersuchungsunterlagen, durch Einsatz geeigneter Materialien - wie beispielsweise Carbon - notwendig sein, die gut röntgendurchlässig sind und somit zur Reduzierung der Artefaktbildung beitragen können.

### **Ausblick**

Die lagerungsabhängige Artefaktanfälligkeit der 3D-C-Bogen-Scans macht deutlich, dass hier noch Forschungsbedarf zur Ermittlung optimaler Lagerungen besteht. Die Erkenntnis aus Vorstudien an Leichenpräparaten zeigt, dass die Verwendung durchleuchtungsfähiger Carbontische, wie in den modernen Notfallzentren vorhanden, das Auftreten von Artefakten im Gegensatz zu Untersuchungs-Tischen bzw. OP-Tischen mit Metallstreben vermindern kann.**(18)** Daher wurde in dieser Studie provisorisch an den Originaltischen ein Beistelltisch aus Carbon provisorisch angebracht, um die Artefakte so gering wie möglich zu halten. Die Weiterentwicklung gut durchleuchtungsfähiger OP-Tische ist gemeinsam mit den OP-Tisch Herstellern anzustreben. Auch wenn schon gezeigt werden konnte, dass die Strahlendosis des 3D-Bogens vergleichbar mit dem CT ist **(59)** muß dennoch untersucht werden, wie hoch letztendlich die Strahlenbelastung ist, der Arzt und Patient intraoperativ ausgesetzt sind.

Darüber hinaus gewinnt die computerassistierte Chirurgie zunehmend an Bedeutung in der Unfallchirurgie und Orthopädie, **(29) (46) (54)**. Bisher wurden hierfür Systeme verwendet, die auf intraoperativ gewonnenen Durchleuchtungsbildern basieren oder sich auf präoperative CT-Datensätze stützen. **(10)**. Jedoch haben CT-Datensätze von komplexen Frakturen, die präoperativ angefertigt wurden, folgenden entscheidenden Nachteil: Veränderungen des Skeletts nach Abschluss der Untersuchung z.B. durch Umlagerung der Patienten, Lagewechsel von Fragmenten oder intraoperativen Repositionen können nicht erfasst werden. **(26)** Auch die gängige intraoperative Durchleuchtung ermöglicht dem Operateur lediglich die Orientierung anhand der einzeln angefertigten Röntgenprojektionen, welche bisher nur auf einem 2D-Datensatz basierten. Hier bietet der Iso-C 3D wichtige Vorteile, da intraoperativ nach Reposition der Frakturfragmente durch Erzeugung eines neuen 3D-Datensatzes die aktuelle Lagebeziehung der Knochen und die Lage der Fragmente jederzeit dreidimensional und überlagerungsfrei dargestellt werden kann.

Erste Versuche haben gezeigt, dass Kopplungen des 3D-C-Bogen mit Navigationssystemen möglich sind und zuversichtliche Ergebnisse versprechen **(17)**. Anhand von künstlichen und Leichenwirbelkörpern wurden mittels Navigation 10 von 12 der Pedikelschrauben mit einer Toleranz von 2 mm richtig platziert. Die restlichen beiden Schrauben wurden suboptimal - d.h. nur marginal intraossär - positioniert.

Es muss ferner als nächster logischer Schritt in weiterführenden Studien gezeigt werden, ob bei komplexen intraartikulären Frakturen - insbesondere bei der komplikationsträchtigen und therapiebedürftigen, operativ anspruchsvollen distalen Radiusfraktur, das Operationsergebnis durch Einsatz des 3D-C-Bogen im Vergleich zu konventionellen 2D-Durchleuchtung signifikant verbessert werden kann und damit folglich auch die Zahl der postoperative Komplikationen, angefangen von Fehllagen eingebrachter Schrauben bzw. Kirschner Drähten über Osteoarthritis bis hin zur degenerativen Veränderungen, signifikant gesenkt werden kann. Mit der Einführung der DRGs (= Diagnosis related groups) 2004 und der damit verbundenen Fallpauschalen werden Kliniken künftig noch mehr versuchen müssen, Komplikationsraten und die damit verbundenen Mehrkosten so gering wie möglich zu halten.

Dabei konnte bereits eine Studie des Jahres 2003 **(33)** zeigen, dass teurere Untersuchungsmethoden wie die MRT durchaus wirtschaftliche Folgekosten einer

Handverletzung durch die Verkürzung der Behandlungsdauer erheblich vermindern können. So ergab sich in 31/56 Handgelenkverletzungen eine Diagnoseänderung. Bei nahezu der Hälfte der Fälle (n= 25) handelte es sich im konventionellen Röntgen um eine falschpositive, in 6 Fällen um eine falschnegative Diagnose. So erwiesen sich beispielsweise 5/10 der konventionell-radiologisch geäußerten Verdachtsdiagnosen einer distalen Radiusfraktur im MRT als richtig-positiv. 4 Radiusfrakturen waren initial nicht sichtbar, bei weiteren 2 fanden sich andere Frakturlokalisationen. Bei 23/54 Patienten hatte die Therapieänderung einen Einfluss auf die Dauer der Krankschreibung. Es konnte bei 22/54 Patienten durch die Diagnostik die Dauer der Ruhigstellung verkürzt bzw. die Behandlung unmittelbar beendet werden (n= 18). **(34)**

Unter der Annahme, dass mit neueren Bildgebungsverfahren wie dem Iso-C 3D, in Zukunft bessere Operationsergebnisse möglich werden und sich daher Folgekosten eventuell verringern oder gar vermeiden lassen, wird sich der 3D-Bogen trotz höherer Anschaffungskosten sowohl für Patient als auch Klinik wohl auszahlen - zumal der 3D-C-Bogen keinen größeren Platzbedarf hat als ein konventioneller 2D-C-Bogen und so keine teuren Umbaumaßnahmen von Operationssälen vorgenommen werden müssen.

## 6 ZUSAMMENFASSUNG

Das Bestreben nach Optimierung der Diagnostik und der Behandlung von komplexen Frakturen führt zur Einführung neuer Therapieansätze - beispielsweise der computerassistierten Chirurgie - und zur Entwicklung neuer bzw. besserer bildgebender Verfahren. Insbesondere komplexe, gelenknahe Frakturen, wie z.B. distale Radiusfrakturen, haben nach wie vor eine relative hohe postoperative Komplikationsrate, dessen Ursache unter anderem die oft unzureichend genaue Rekonstruktion der Gelenkfläche ist. Dies wiederum liegt in der teilweise eingeschränkten Aussagekraft intraoperativer 2D-Bildgebung. Während präoperativ mit der Computertomographie oder Kernspintomographie zwei exzellente Schnittbildverfahren zur Verfügung stehen, die bei Frakturen gekrümmter Flächen eine exakte Beurteilung der Frakturfragmente bezüglich Position und Größe zulassen, ergeben sich in der intraoperativen 2D-Bildgebung aufgrund der Projektionsüberlagerungen Einschränkungen in der Einschätzung der Frakturstellung sowie in der Beurteilung der korrekten Lage des eingebrachten Osteosynthesematerials. Hier verspricht das Siremobil Iso-C 3D, als optional 3D-fähiger C-Bogen mit der Möglichkeit, schnell und einfach Hochkontrastbilder intraoperativ anzufertigen, Abhilfe zu schaffen.

Die Zielsetzung unserer Studie war die Analyse der Bildgüte des neuen 3D-C-Bogens im Vergleich zu etablierten Verfahren (MRT und CR) bei komplexen Frakturen mit (fraglicher) Gelenkflächenbeteiligung, insbesondere der distalen Radiusfraktur.

Dabei wurden 11 distale Radiusfrakturen und 8 weitere Frakturen an anderen peripheren Gelenkregionen mit konventionellem Röntgen, 3D-C-Bogen und MRT untersucht. Vier Radiologen beurteilten anhand von 9 Kriterien, Frakturerkennbarkeit und Ausmaß der Gelenkflächenbeteiligung und klassifizierten die Frakturen nach AO-Richtlinien. Diese Bewertungen wurden bezüglich der Untersuchungsmodalitäten und des Interrateragreements statistisch ausgewertet.

Die Frakturen wurden sowohl mit 3D C-Bogen und MRT in allen Fällen sicher erkannt. Insbesondere bei der Beurteilung der Gelenkflächenbeteiligung waren die Übereinstimmungsrate zwischen Iso-C 3D und MRT mehr als doppelt so groß wie zwischen CR und MRT. Besonders hoch war die Übereinstimmungsrate zwischen Iso-C 3D und MRT bezüglich der Einteilung der Frakturen nach AO-Klassifikation,

zumal der Grad der Übereinstimmung der einzelnen Rater für den 3D-C-Bogen signifikant größer war – gekennzeichnet durch einen signifikant höheren Kappa-Wert – als bei den Modalitäten MRT und CR. Deutlich schlechtere Übereinstimmungsraten der beiden Schnittbildverfahren, waren lediglich bei den Kriterien „Stufe in der Gelenkfläche“, „metaphysäre Fraktur“ zu verzeichnen. Ferner waren bei den MRT-Bildern die meisten Nebentbefunde ersichtlich.

Auch wenn im konventionellen Röntgenbild nahezu alle Frakturen erkannt wurden, wünschten sich die Radiologen in der überwiegenden Zahl der Fälle weitere bildgebende Diagnostik. Dies verdeutlicht, dass dem konventionellen Röntgenbild bei komplexen, gelenkflächenbeteiligten Frakturen in seiner Aussagekraft Grenzen gesetzt sind. Mit dem 3D-C-Bogen wurden die Frakturen häufig korrekterweise schwerwiegender eingestuft als anhand des konventionellen Röntgenbildes. Hier zeigt sich die deutliche Überlegenheit der 3D-Bildgebung des Iso-C 3D gegenüber der zweidimensionalen Durchleuchtung. Hieraus leiten sich durchaus andere therapeutische Konsequenzen ab. Da eine Unter- bzw. Fehleinschätzung des Frakturausmaßes unter Umständen zu einer inadäquaten Gelenkflächenrekonstruktion führt, kann der intraoperative Einsatz des Iso-C 3D möglicherweise die postoperativen Komplikationen verringern. Auch wenn der 3D-C-Bogen das Problem der projektionsbedingten Überlagerung ossärer Strukturen, Frakturfragmente oder eingebrachten Osteosynthesematerials von 2D-Verfahren löst, weist auch dieses Gerät bestimmte Einschränkungen auf. Neben dem begrenzten Untersuchungsvolumen von 11,9 cm<sup>3</sup> zeigte der 3D-C-Bogen in wenigen Fällen eine deutliche Artefaktbildung, bedingt durch Bewegung, inadäquater isozentrischer Lagerung oder dickem Weichteilmantel der zu untersuchenden Gelenkregion. Nichts desto trotz liefert der Iso-C 3D für den intraoperativen Gebrauch eine bei weitem ausreichend gute Bildqualität, die den 2D-Durchleuchtungsaufnahmen diagnostisch deutlich überlegen sind. Weitere prospektive klinische Studien werden zeigen, in wie weit sich die operativen Ergebnisse durch den 3D-C-Bogen verbessern lassen und sich die Komplikationsrate komplexer Frakturen dadurch senken lässt. Durch seine Anbindung an Navigationssysteme wird der 3D-C-Bogen ferner zur Entwicklung und Verbesserung neuer offener und minimal-invasiver chirurgischer Techniken in der Traumatologie und Orthopädie in naher Zukunft beitragen können.

## 7 LITERATURVERZEICHNIS

- (1) Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie. 2005.  
<http://www.uni-duesseldorf.de/www/awmf/>
- (2) Altissimi M, Antenucci R, Fiacca C, Mancini GB. Long-term results of conservative treatment of fractures of the distal radius. Clin Orthop 1986; 206:202-10.
- (3) Andersen DJ, Blair WF, Steyers CM, Jr., Adams BD, el-Khoury GY, Brandser EA. Classification of distal radius fractures: an analysis of interobserver reliability and intraobserver reproducibility. J Hand Surg [Am ] 1996; 21(4):574-582.
- (4) Arndt WF, III, Truax AL, Barnett FM, Simmons GE, Brown DC. MR diagnosis of bone contusions of the knee: comparison of coronal T2-weighted fast spin-echo with fat saturation and fast spin-echo STIR images with conventional STIR images. AJR Am J Roentgenol 1996; 166(1):119-124.
- (5) Baron JA, Karagas M, Barrett J et al. Basic epidemiology of fractures of the upper and lower limb among Americans over 65 years of age. Epidemiology 1996; 7(6):612-618.
- (6) Baron JA, Karagas M, Barrett J et al. Basic epidemiology of fractures of the upper and lower limb among Americans over 65 years of age. Epidemiology 1996; 7(6):612-618.
- (7) Barton JA. Views and treatment of an important injury of the wrist. Medical Examiner and Record of Medical Science , 367. 1838.  
Ref Type: Magazine Article
- (8) Basten. Die operative Behandlung der distalen Radiusfraktur durch T-Plattenosteosynthese. Akt Traumatol 1999; 29:137-43.
- (9) Berchtold R, Bruch HP, Trentz O. Chirurgie mit 224 Tabellen, 120 Praxisfragen und Antworten ; [kommentierte

- Examensfragen]. 4., überarb. und erw. Aufl ed. München u.a.: Urban & Fischer, 2001.
- (10) Berlemann U, Langlotz F, Langlotz U, Nolte LP. Computer-assisted orthopedic surgery. From pedicle screw insertion to further applications. *Orthopäde* 1997; 26(5):463-469.
- (11) Breitseher MJ, Metz VM, Gilula LA et al. Radiographically occult scaphoid fractures: value of MR imaging in detection. *Radiology* 1997; 203(1):245-250.
- (12) Brug E, Joosten U, Püllen M. Brüche am distalen Unterarm – welche Therapie ist wann indiziert? *Orthopäde* 2000; 4:S. 318-326.
- (13) Castaing J. recent fractures of the lower extremity of the radius in adults. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1964; 50:581-696.
- (14) Colles A. On the fracture of the carpal extremity of the radius. *Med Surg J* 1814; 10:182-186.
- (15) Cooney WP, III, Dobyns JH, Linscheid RL. Complications of Colles' fractures. *J Bone Joint Surg Am* 1980; 62(4):613-619.
- (16) Degreif J, Teifke A, Sennerich T, Wenda K. The disease factor of scapholunate dissociation. *Unfallchirurg* 1992; 95(3):124-128.
- (17) Euler E, Heining S, Riquarts C, Mutschler W. C-arm-based three-dimensional navigation: a preliminary feasibility study. *Comput Aided Surg* 2003; 8(1):35-41.
- (18) Euler E, Wirth S, Linsenmaier U, Mutschler W, Pfeifer KJ, Hebecker A. Comparative study of the quality of C-arm based 3D imaging of the talus. *Unfallchirurg* 2001; 104(9):839-846.
- (19) Fernandez DL. *Avant-bras segment distal*. Berlin Heidelberg New York: Springer, 1987.
- (20) Fernandez DL, Flury MC. History, evolution and biomechanics of external fixation of the wrist joint. *Injury* 1994; 25 Suppl 4:S-13.

- (21)** Fernandez DL, Flury MC. History, evolution and biomechanics of external fixation of the wrist joint. *Injury* 1994; 25 Suppl 4:S-13.
- (22)** Fernandez DL, Jupiter JB. Fractures of the distal radius a practical approach to management. New York u.a.: Springer, 1996.
- (23)** Fleiss JL. Statistical methods for rates and proportions. 2d ed ed. New York: Wiley, 1981.
- (24)** Frykman G. Fracture of the distal radius including sequelae--shoulder-hand-finger syndrome, disturbance in the distal radio-ulnar joint and impairment of nerve function. A clinical and experimental study. *Acta Orthop Scand* 1967;Suppl.
- (25)** GARTLAND JJ, Jr., WERLEY CW. Evaluation of healed Colles' fractures. *J Bone Joint Surg Am* 1951; 33-A(4):895-907.
- (26)** Gebhard F, Kinzl L, Arand M. Limits of CT-based computer navigation in spinal surgery. *Unfallchirurg* 2000; 103(8):696-701.
- (27)** Goldfarb CA, Yin Y, Gilula LA, Fisher AJ, Boyer MI. Wrist fractures: what the clinician wants to know. *Radiology* 2001; 219(1):11-28.
- (28)** Haas N, Tempka A. Treatment of distal radius fracture--diagnosis and therapy of local concomitant injuries. *Langenbecks Arch Chir Suppl II Verh Dtsch Ges Chir* 1990;687-692.
- (29)** Haas NP, Stockle UC, Hoffmann R. Acetabulum surgery. Development, current status and prospects. *Zentralbl Chir* 1999; 124(11):999-1003.
- (30)** Havemann D, Busse FW. Accident mechanisms and classification in distal radius fracture. *Langenbecks Arch Chir Suppl II Verh Dtsch Ges Chir* 1990;639-642.
- (31)** Hilfiker P, Zanetti M, Debatin JF, McKinnon G, Hodler J. Fast spin-echo inversion-recovery imaging versus fast T2-weighted spin-echo imaging in bone marrow abnormalities. *Invest Radiol* 1995; 30(2):110-114.

- (32) Jupiter J. Fractures of the distal end of the radius. *J Bone Joint Surg* 1991; 73A:461-469.
- (33) Keim S, Mack M, Vogl T, Windolf J. Klinische Relevanz der MRT bei akuten Handgelenkverletzungen. *Der Unfallchirurg* 2003; 106(2):127-135.
- (34) Keim S, Mack M, Vögl T, Windolf J. Klinische Relevanz der MRT bei akuten Handgelenkverletzungen. *Unfallchirurg* 2003; 106:127-35.
- (35) Kendall MG. Rank correlation methods. 2d ed., rev. and enl ed. London: C. Griffin, 1955.
- (36) Knirk JL, Jupiter JB. Intra-articular fractures of the distal end of the radius in young adults. *J Bone Joint Surg Am* 1986; 68(5):647-659.
- (37) Kotsianos D, Rock C, Euler E et al. 3-D imaging with a mobile surgical image enhancement equipment (ISO-C-3D). Initial examples of fracture diagnosis of peripheral joints in comparison with spiral CT and conventional radiography. *Unfallchirurg* 2001; 104(9):834-838.
- (38) Kreder HJ, Hanel DP, McKee M, Jupiter J, McGillivray G, Swiontkowski MF. Consistency of AO fracture classification for the distal radius. *J Bone Joint Surg Br* 1996; 78(5):726-731.
- (39) Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977; 33(1):159-174.
- (40) Langenberg R. [Conservative treatment of distal radius fractures. Results of a retrospective study]. *Unfallchirurg* 1989; 92(1):1-5.
- (41) Laubenberger Th, Laubenberger J. Technik der medizinischen Radiologie. DEUTSCHER ÄRZTE-VERLAG, 1999.
- (42) LIDSTROM A. Fractures of the distal end of the radius. A clinical and statistical study of end results. *Acta Orthop Scand* 1959; Suppl 41:1-118.
- (43) Linsenmaier U, Reiser M. Bildgebende Verfahren in der Unfallchirurgie – Konsensuskonferenz Anmerkungen aus radiologischer Sicht. *Trauma Berufskrankh [Suppl 2]* 2002; 4:165-171.

- (44) Linsenmaier U, Rock C, Euler E et al. Three-dimensional CT with a modified C-arm image intensifier: feasibility. *Radiology* 2002; 224(1):286-292.
- (45) Liow RY, Birdsall PD, Mucci B, Greiss ME. Spiral computed tomography with two- and three-dimensional reconstruction in the management of tibial plateau fractures. *Orthopedics* 1999; 22(10):929-932.
- (46) Marmulla R, Niederdellmann H. Computer-assisted bone segment navigation. *J Craniomaxillofac Surg* 1998; 26(6):347-359.
- (47) Masciocchi C. Dedicated MR system and acute trauma of the musculo-skeletal system. *Eur J Radiol* 1996; 22(1):7-10.
- (48) McQueen MM. Metaphyseal external fixation of the distal radius. *Bull Hosp Jt Dis* 1999; 58(1):9-14.
- (49) Melone CP, Jr. Articular fractures of the distal radius. *Orthop Clin North Am* 1984; 15(2):217-236.
- (50) Meurer A, Kreitner KF, Tsironis K, Prokop A, Rehm KE. [Value of MRI in diagnosis of occult fractures]. *Unfallchirurg* 1999; 102(1):43-49.
- (51) Mink JH, Deutsch AL. Occult cartilage and bone injuries of the knee: detection, classification, and assessment with MR imaging. *Radiology* 1989; 170(3 Pt 1):823-829.
- (52) Missakian ML, Cooney WP, Amadio PC, Glidewell HL. Open reduction and internal fixation for distal radius fractures. *J Hand Surg [Am ]* 1992; 17(4):745-755.
- (53) Müller ME, Allgöwer M, Perren SM. Manual of internal fixation techniques recommended by the AO-ASIF Group. 3rd ed., expanded and completely rev ed. Berlin: Springer-Verlag, 1991.
- (54) Nolte LP, Visarius H, Arm E, Langlotz F, Schwarzenbach O, Zamorano L. Computer-aided fixation of spinal implants. *J Image Guid Surg* 1995; 1(2):88-93.

- (55) Oestern HJ. Distal radius fractures. II. Surgical therapy. *Chirurg* 1999; 70(11):1381-1394.
- (56) Older TM, Stabler EV, Cassebaum WH. Colles fracture: evaluation and selection of therapy. *J Trauma* 1965; 83:469-476.
- (57) Palmer AK, Werner FW. Biomechanics of the distal radioulnar joint. *Clin Orthop* 1984; 187:26-35.
- (58) Petravić b. Indikationen zur Behandlung der distalen Radiusfrakturen bei Erwachsenen. *Akt Traumatol* 1997; 27:2-6.
- (59) Rock C, Kotsianos D, Linsenmaier U et al. Studies on image quality, high contrast resolution and dose for the axial skeleton and limbs with a new, dedicated CT system (ISO-C-3 D). *Rofo* 2002; 174(2):170-176.
- (60) Rock C, Linsenmaier U, Brandl R et al. [Introduction of a new mobile C-arm/CT combination equipment (ISO-C-3D). Initial results of 3-D sectional imaging]. *Unfallchirurg* 2001; 104(9):827-833.
- (61) Rueger JM, Linhart W, Sommerfeldt DW. Differentialindikation zur Behandlung der distalen Radiusfraktur. *Trauma und Berufskrankheit* 1998; 1(1):6-14.
- (62) Sarmiento A, Zagorski JB, Sinclair WF. Functional bracing of Colles' fractures: a prospective study of immobilization in supination vs. pronation. *Clin Orthop* 1980;(146):175-183.
- (63) Schmidt J, Petereit U, Winkler KH. Die volare Plattenosteosynthese als Zuggurtungsprinzip bei der Extensionsfraktur des distalen Radius. *Akt Traumatolo* 1997; 27:23-25.
- (64) Schmit-Neuerburg KP, Letsch R, Stürmer KM, Koeser K. Spezielle Formen der distalen Radiusfraktur. Operative Technik: Bohrdraht- Osteosynthese. *Langenbecks Arch Chir Suppl Kongressbd* 1990;667-74.
- (65) Smith RW. A treatise on fracture in the vicinity of joints and on certain forms of accidental and congenital dislocations. Dublin: Hodges and Smith, 1847: 162-163.

- 
- (66) Solgaard S. Function after distal radius fracture. *Acta Orthop Scand* 1988; 59(1):39-42.
- (67) Stürmer KM, Dresing K. Distale Radiusfraktur. Leitlinien Unfallchirurgie. Stuttgart–New York: Thieme, 1998: 84-97.
- (68) Taleisnik J. The wrist. New York: Churchill Livingstone, 1985.
- (69) Tapio F, Annikka N-S, Outi K, Eija P, Timo R. Poor interobserver reliability of AO classification of the distal radius. *The Journal of bone & joint surgery* 1998; 80-B:670-2.
- (70) Viktor M, Metz A, Gilula MD. Imaging techniques for distal radius fractures and related injuries. *Orthop Clin North Am* 1993; 24:217-228.
- (71) Wolf K, Bohndorf K, Vollert K, Kopp J. Diagnostic imaging and radiation protection in trauma surgery. 2. *Unfallchirurg* 1996; 99(12):975-985.

## 8 ANHANG

### 8.1 Aufklärungsbögen

#### Aufklärungsbogen für die Untersuchung mit dem 3D C-Bogen (Teil1)

**Liebe Patientin,  
Lieber Patient**

Bei Ihrer Röntgenuntersuchung hat sich gezeigt, daß Sie sich einen komplizierten Knochenbruch (Fraktur) mit Gelenkbeteiligung zugezogen haben. Dies bedarf **weiterer Untersuchungen**, um mögliche Spätkomplikationen wie Funktionseinschränkung und übermäßige Gelenksabnutzung (Arthrose) zu verhindern. Um den Frakturverlauf und die Stellung der einzelnen Fragmente genau beurteilen zu können, benötigt man Schnittbilder, die herkömmlicherweise mit der Computertomographie (CT) erstellt werden. Seit Anfang August 2001 steht uns hierfür ein hochmodernes, von Siemens neuentwickeltes Gerät (**ISO-C 3D**) zur dreidimensionalen Bildgebung am knöchernen Skelett zur Verfügung, welches bei **vergleichbarer Bildauflösung** mit einer **geringeren Strahlenbelastung** verbunden ist. Dabei wird die Untersuchung mit dem dreidimensionalen C-Bogen in unserer Klinik mit der Magnetresonanztomographie (MRT) ergänzt, um weitere zusätzliche Informationen zu erhalten. Dies bedeutet jedoch keine weitere Strahlenbelastung für den Patienten/ die Patientin!

#### Untersuchungsablauf:



Die nebenstehende Abbildung zeigt den **C-Bogen**, der bei dieser **ca. zwei Minuten** (100sec) dauernden Untersuchung zum Einsatz kommt. Dabei dreht sich das Gerät 190° um den Patienten und erstellt aus den daraus gewonnenen Daten, sowohl einzelne Schnittbilder, als auch ein dreidimensionales Röntgenbild. Während der Untersuchung sollte der Patient/ die Patientin **sich nicht bewegen**, da sonst eine optimale Bildauswertung dem entsprechend erschwert wird!

**Bitte fragen Sie uns**, wenn Sie etwas nicht verstanden haben oder wenn Sie mehr über die Untersuchung erfahren wollen.

#### Erklärung der Patientin/ des Patienten

Herr/Frau Dr. \_\_\_\_\_ hat mit mir heute, am \_\_\_\_\_, anhand der Hinweise im Merkblatt ein Aufklärungsgespräch geführt, bei dem ich alle mich interessierenden Fragen stellen konnte.

- Ich habe keine weiteren Fragen und benötige keine zusätzliche Überlegungsfrist.  
 Ich **willige** hiermit in die vorgeschlagene Untersuchung **ein**.

Im **Falle einer Ablehnung** der Untersuchung:

- Über die möglichen gesundheitlichen Nachteile meiner Ablehnung wurde ich informiert.

\_\_\_\_\_  
Unterschrift des Patienten/  
der Patientin

\_\_\_\_\_  
Unterschrift des Arztes/ Ärztin

# Aufklärungsbogen für die Untersuchung mit dem 3D C-Bogen (Teil2)

- nichts Blühendes essen,
- das eventuell verordnete Abführmittel zwischen 14,00 und 15,00 Uhr einnehmen.

**Mindestens vier Stunden vor der Untersuchung** mit Kontrastmittel keine festen Speisen mehr essen. Soweit vom Arzt nicht anders angeordnet, können Sie Getränke (z.B. Mineralwasser, gesüßten Tee, aber keine Milch und keinen Alkohol) zu sich nehmen. Nicht rauchen.

**Nach der Untersuchung**  
Wenn ein Kontrastmittel eingespritzt wurde, sollten Sie viel trinken (z.B. Tee, Mineralwasser), um die Kontrastmittelausscheidung zu beschleunigen.

**Bitte fragen Sie uns,**  
wenn Sie etwas nicht verstanden haben oder wenn Sie mehr über die Untersuchung, etwaige andere Untersuchungsmethoden, über mögliche Komplikationen und ihre Häufigkeit sowie über andere seltene und seltenste Risiken erfahren wollen. Auch Nebeneingriffe (z.B. Einspritzungen) können mit Risiken verbunden sein. Wir geben Ihnen gerne Auskunft im Aufklärungsgespräch.

**Erklärung der Patientin/des Patienten**  
Herr/Frau Dr. \_\_\_\_\_ hat mir heute anhand der Hinweise im Merkblatt ein Aufklärungsgespräch geführt, bei dem ich alle mich interessierenden Fragen stellen konnte.

- Ich habe keine weiteren Fragen und benötige keine zusätzliche Überlegungsfrist.
  - Ich willige hiermit in die vorgeschlagene Untersuchung ein.
- Im Falle einer Ablehnung der Untersuchung:**
- Über die möglichen gesundheitlichen Nachteile meiner Ablehnung wurde ich informiert.

**Ärztlicher Vermerk über das Aufklärungsgespräch:**

Datum \_\_\_\_\_

Unterschrift der Patientin/des Patienten bzw. des Betreuers \_\_\_\_\_

Unterschrift der Ärztin/des Arztes \_\_\_\_\_

Bildschirm entscheidet der Arzt, ob ein Kontrastmittel benötigt wird.

**Mögliche Komplikationen**  
Die Computertomographie ohne Kontrastmittel hat außer der sehr geringen Strahlenbelastung kein erkennbares Risiko. Ob Kontrastmittel notwendig wird, ergibt sich oft erst während der Untersuchung.

Die eventuell einzuspritzenden Kontrastmittel werden im allgemeinen gut vertragen. Bei Überempfindlichkeit (Allergie) kann es zu Brechreiz, Juckreiz, Hautausschlag und ähnlichen leichten Reaktionen kommen, die von selbst wieder abklingen. Schwere Überempfindlichkeitsreaktionen im Bereich von Kreislauf, Leber, Nieren und/oder Nerven, die eine stationäre Behandlung erfordern und zu bleibenden Schäden führen können, sind extrem selten.

Um etwaige Risiken bei einer Kontrastmittel-Anwendung möglichst gering zu halten, bitten wir Sie, folgende Fragen zu beantworten:

- Besteht eine Allergie (z.B. Heuschnupfen), Überempfindlichkeit gegen Medikamente, Pflaster?  ja  nein
- Hatten Sie bei früheren Röntgenuntersuchungen mit Kontrastmittel Beschwerden (z.B. Kreislaufreaktionen)?  ja  nein
- Leiden Sie an
  - Schilddrüsenüberfunktion?  ja  nein
  - erhöhter Blutungsneigung?  ja  nein
  - Herzkrankung?  ja  nein
  - Zuckerkrankheit (Diabetes)?  ja  nein
  - Nierenerkrankung?  ja  nein
- Nehmen Sie regelmäßig Medikamente ein?  ja  nein

Wenn ja, welche? \_\_\_\_\_

Wurde bei Ihnen bereits früher ein CT angefertigt?  ja  nein

Für Frauen im gebärfähigen Alter:  
Können Sie schwanger sein?  ja  nein

Falls Sie ein Röntgenmachweissheit haben, bitte dem Arzt vorlegen.

**Bitte Anweisungen beachten!**  
Bei CT-Untersuchung des Bauches am Tag vor der Untersuchung

R 21

R 21

## Merkblatt zum Aufklärungsgespräch mit dem Arzt/der Ärztin über die Computertomographie

Patientenadresse \_\_\_\_\_

Vorgesehen ist die Untersuchung von:

die unterschiedlichen Kontrastmittel und ihre Nebenwirkungen wird Sie der Arzt auf Wunsch informieren.

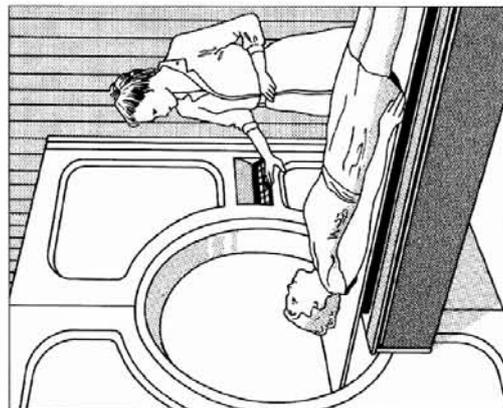
**Untersuchung**  
Die Untersuchung wird in einem speziellen Raum durchgeführt. Sie liegen auf einer bequemen, beweglichen Liege, die sich in die etwa 70 cm große Öffnung des Gerätes bewegt (vgl. Abbildung).

Während der Aufnahmezeiten, die jeweils nur wenige Sekunden dauern, sollten Sie ruhig und entspannt liegen und nicht sprechen.

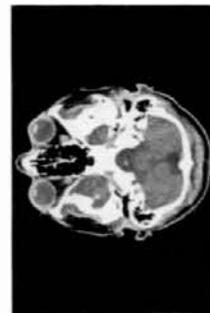
Sie stehen fortlaufend unter ärztlicher Beobachtung. Nach Auswertung der ersten Aufnahmen am

der Computertomograph fertigt rechnergesteuerte Röntgen-Querschnittsbilder des zu untersuchenden Körperabschnittes an. Daraus können sich wichtige zusätzliche Informationen ergeben. So wird z.B. die Lage eines Krankheitsherdes in seiner Beziehung zu den einzelnen Organen übersichtlicher. Dies ist für die Planung einer Operation oder Bestrahlung, oder auch einer konservativen Behandlung (medikamentös, physikalisch) oft von erheblicher Bedeutung.

Um die Untersuchung möglichst aussagekräftig zu gestalten, kann es notwendig werden, ein Kontrastmittel über ein Blutgefäß einzuspritzen. Über



Ein computertomographisches Bild vom Bauchraum



Ein computertomographisches Bild von Gesicht, Schädel und Kiemern

Von der Allgemeinen Deutschen Patienten-Organisation (A. D. P. O.) überprüft und empfohlen.



Best. 04/98  
Tel. 0196-844 80



Herausgeber: Dr. med. Diemar Strambo - Autoren: Prof. Dr. med. E. Zeiler, Prof. Dr. med. Th. Schmidt, im Auftrag der Bayerischen Röntgenphysikalischen Gesellschaft  
- Copyright 1994 by perimed Compliance Verlag, D-91058 Erlangen. Nachdruck, auch auszugsweise, verboten. Fotokopieren verboten.  
Best.-Nr. 021-250 Best.-Adresse: perimed Compliance Verlag, Dr. Strambo, Obere Mainstraße 70, 91058 Erlangen, Telefon (09131) 60 9202, Fax 60 9217

# Aufklärungsbogen für die MRT- Untersuchung

Röntgenabteilung Chirurgische Klinik — Magnetische Resonanz-Tomographie

## Patientenaufklärung

Sehr geehrte Patientin,  
Sehr geehrter Patient,

Ihre behandelnde Ärztin bzw. Ihr behandelnder Arzt hat Sie zu einer Kernspintomographie angemeldet. Dieses Schreiben soll Sie über die bevorstehende Untersuchung informieren. Sie werden noch in einem persönlichen Gespräch auf den genauen Ablauf sowie Risiken und Folgen der Untersuchung hingewiesen werden, damit Sie eine Entscheidung über Ihre Einwilligung treffen können.

### Was ist eine Kernspintomographie?

Kernspintomographie bedeutet, daß ein Computer mittels eines Magnetfeldes und spezieller Radiowellen, die vom Körper zurückgeworfen werden (Echosignale), Schnittbilder Ihres Körpers errechnen kann, anhand derer sich weitere Aussagen über bestehende Beschwerden treffen lassen.

In einigen Fällen wird es nötig sein, zur besseren Beobachtung von Gefäßen und Organen Kontrastmittel (paramagnetische Kontrastsubstanzen) zu verabreichen.



### Wie läuft die Untersuchung ab?

Der Ablauf sieht in den meisten Fällen so aus, daß Sie zuerst - vor Betreten des Untersuchungsraumes - alle Metallteile und magnetempfindlichen Dinge (z.B. Scheckkarten, Uhren, Schmuck) ablegen und einschließen. Während der Untersuchung liegen Sie auf einer Liege, wobei der untersuchte Teil Ihres Körpers unter dem Magneten zu liegen kommt. Während der Messungen wird es (wg. elektromagnetischer Schaltungen) zu deutlich hörbaren Klopf- und Brumngeräuschen kommen, die aber völlig normal sind.

Der offene Kernspintomograph umgibt den Patienten nur von zwei Seiten, nämlich von oben und von unten. In dem dazwischenliegenden Spalt von knapp einem halben Meter liegen Sie - v.a. wenn Sie unter Platzangst leiden - deutlich angenehmer als in herkömmlichen Geräten.

Die eigentliche Untersuchung (am Magneten) dauert durchschnittlich etwa 30 Minuten. Während der Messungen ist es unbedingt notwendig, die untersuchte Körperregion so ruhig wie möglich zu halten, da sonst die Bilder verwackeln und unbrauchbar werden. V.a. bei Brustuntersuchungen ist es daher nötig, ruhig und gleichmäßig zu atmen. Wie sie sich im Einzelfall zu verhalten haben, wird Ihnen das Personal noch genauer erläutern.

### Gibt es Einschränkungen für die Kernspintomographie?

Die Kernspintomographie ist bei einem bestimmten Personenkreis nicht anwendbar. Um mögliche Risiken zu vermeiden, bitten wir Sie, die folgenden Fragen zu beantworten.

1. Wurde ein Herzschrittmacher eingepflanzt?  ja  nein  ja
2. Befinden sich Metallteile im Körper (z.B. Spirale, Akupunkturnadel, Metallprothese, Gefäßclipps, Granatsplitter, Pumpen)  ja  nein  ja
3. Wurden Operationen am Herzen oder am Kopf durchgeführt?  ja  nein  ja

- bitte wenden -

Wenn Sie eine Spirale tragen, müssen Sie deren Lage nach der Untersuchung von einem Gynäkologen überprüfen lassen.

4. Neigen Sie zu Heuschnupfen oder Asthma?  ja  nein  ja
5. Wurden Unverträglichkeitsreaktionen (z.B. gegen Pflaster, Medikamente, Latex, Nahrungsmittel) festgestellt?  ja  nein  ja
6. Frauen im gebärfähigen Alter: könnten Sie schwanger sein?  ja  nein  ja  
Wenn ja, in welcher Schwangerschaftswoche? \_\_\_\_\_



Ist mit Komplikationen zu rechnen?  
Die Untersuchung verläuft in der Regel ohne Komplikationen. Sie stellt kein Risiko für Sie dar, solange Sie die Sicherheitsbestimmungen einhalten. Gelegentlich können folgende Reaktionen auftreten:  
• Bei Anwendung des Kontrastmittels werden nur gelegentlich geringfügige Nebenwirkungen wie z.B. Übelkeit und Allergien beobachtet.  
• Tätowierungen oder Make up können, wenn sie metallhaltige Farbstoffe enthalten, zu Hautreizungen führen.

*b.d*

### Worauf ist zu achten?

Metallteile, die in das Magnetfeld gelangen, können zu Verletzungen führen. Legen Sie deshalb folgende Gegenstände vor der Untersuchung ab und verwahren Sie sie in dem zur Verfügung gestellten Schließfach:

- Uhr, Ohrhinge, Brille, Schmuck (werden unzulässig)
- Scheckkarten mit Magnetsstreifen, Telefonkarten (werden unzulässig)
- Metallteile an der Kleidung (z.B. Gürtelschmallen)
- Geldmünzen, Kugelschreiber, Schlüssel und andere Metallteile (z.B. Haarspangen)
- Zahnersatz, Hörhilfe

Bringen Sie nach Möglichkeit alle vorhandenen Röntgenbilder der zu untersuchenden Region mit. Sie erleichtern damit die Auswertung der Untersuchungsergebnisse und fördern eine exakte Diagnose.

### Einwilligungserklärung

Über die geplante Untersuchung hat mich Frau/Herr Dr. \_\_\_\_\_ in einem Aufklärungsgespräch ausführlich informiert. Dabei konnte ich alle mir wichtig erscheinenden Fragen (etwa über Risiken, Komplikationen und Folgemaßnahmen) stellen. Ich habe keine weiteren Fragen, fühle mich ausreichend aufgeklärt und willige hiermit nach Ausreichender Bedenkzeit in die geplante Untersuchung ein. Mit einer evtl. Kontrastmittelgabe bin ich ebenfalls einverstanden.

Datum \_\_\_\_\_

Unterschrift der Patientin / des Patienten / der Eltern

### Im Falle einer Ablehnung der Untersuchung:

Die Patientin / der Patient lehnt nach erfolgter Aufklärung die vorgeschlagene Untersuchung ab. Über die sich daraus ergebenden möglichen Nachteile wurde sie/er informiert.

Datum \_\_\_\_\_

Unterschrift d. Pat. / der Eltern

Unterschrift des Arztes

**8.2 AO-Klassifikation**

Im Folgenden wird die AO-Klassifikation für die in dieser Studie vorkommenden Gelenkregionen aufgelistet, anhand derer die Einteilung der Fraktur durch die Auswerter erfolgte:

∅ **Radiusköpfchenfraktur:**

21 – Radius/Ulna proximal					
A		B		C	
<b>A1</b>	Extra-artikuläre Fraktur, der Ulna, Radius intakt	<b>B1</b>	Artikuläre Fraktur der Ulna, Radius intakt	<b>C1</b>	Artikuläre Fraktur beider Knochen, einfach
<b>A2</b>	Extra-artikuläre Fraktur, des Radius, Ulna intakt	<b>B2</b>	Artikuläre Fraktur des Radius, Ulna intakt	<b>C2</b>	Artikuläre Fraktur beider Knochen, der eine einfach, der andere mehrfragmentär
<b>A3</b>	Extra-artikuläre Fraktur, von Radius und Ulna	<b>B3</b>	Artikuläre Fraktur des einen Knochens mit extra-artikulärer Fraktur des anderen	<b>C3</b>	Artikuläre Fraktur beider Knochen, mehrfragmentär

∅ **distale Radiusfraktur (=DRF):**

23 – Radius/Ulna distal					
A		B		C	
<b>A1</b>	Extra-artikuläre Fraktur, der Ulna, Radius intakt	<b>B1</b>	Partiell artikuläre Fraktur, des Radius, sagittal	<b>C1</b>	Vollständig artikuläre Fraktur, des Radius, artikulär einfach, metaphysär einfach
<b>A2</b>	Extra-artikuläre Fraktur, des Radius, einfach und impaktiert	<b>B2</b>	Partiell artikuläre Fraktur, des Radius, dorsale Kante (Barton)	<b>C2</b>	Vollständig artikuläre Fraktur, artikulär einfach, metaphysär mehrfach
<b>A3</b>	Extra-artikuläre Fraktur, des Radius, mehrfragmentär	<b>B3</b>	Partiell artikuläre Fraktur, des Radius, volare Kante (reverse Barton, Goyrand-SmithII)	<b>C3</b>	Vollständig artikuläre Fraktur, des Radius, mehrfragmentär

## Ø distale Femurfraktur:

33 – Femur distal								
A			B			C		
<b>A1</b>	Extra-artikuläre Fraktur, der Ulna, Radius intakt	<b>B1</b>	Partiell artikuläre Fraktur, lateraler Kondylus, sagittal	<b>C1</b>	Vollständig artikuläre Fraktur, des Radius, artikulär einfach, metaphysär einfach			
<b>A2</b>	Extra-artikuläre Fraktur, mit metaphysärem Keil	<b>B2</b>	Partiell artikuläre Fraktur, medialer Kondylus, sagittal	<b>C2</b>	Vollständig artikuläre Fraktur, artikulär einfach, metaphysär mehrfragmentär			
<b>A3</b>	Extra-artikuläre Fraktur, metaphysär komplex	<b>B3</b>	Partiell artikuläre Fraktur, frontal	<b>C3</b>	Vollständig artikuläre Fraktur, mehrfragmentär			

## Ø Tibiakopffraktur:

41 – Tibia/Fibula proximal								
A			B			C		
<b>A1</b>	Extra-artikuläre Fraktur, Ausriß	<b>B1</b>	Partiell artikuläre Fraktur, reine Spaltung	<b>C1</b>	Vollständig artikuläre Fraktur, des Radius, artikulär einfach, metaphysär einfach			
<b>A2</b>	Extra-artikuläre Fraktur, metaphysär einfach	<b>B2</b>	Partiell artikuläre Fraktur, mit Impression	<b>C2</b>	Vollständig artikuläre Fraktur, artikulär einfach, metaphysär mehrfragmentär			
<b>A3</b>	Extra-artikuläre Fraktur, metaphysär mehrfragmentär	<b>B3</b>	Partiell artikuläre Fraktur, Spalt-Impression	<b>C3</b>	Vollständig artikuläre Fraktur, mehrfragmentär			

Ø Sprunggelenksfrakturen:

43 – Tibia/Fibula distal					
A		B		C	
<b>A1</b>	Extra-artikuläre Fraktur, metaphysär einfach	<b>B1</b>	Partiell artikuläre Fraktur, reine Spaltung	<b>C1</b>	Vollständig artikuläre Fraktur, des Radius, artikulär einfach, metaphysär einfach
<b>A2</b>	Extra-artikuläre Fraktur, mit metaphysärem Keil	<b>B2</b>	Partiell artikuläre Fraktur, Spalt- Impression	<b>C2</b>	Vollständig artikuläre Fraktur, artikulär einfach, metaphysär mehrfragmentär
<b>A3</b>	Extra-artikuläre Fraktur, metaphysär komplex	<b>B3</b>	Partiell artikuläre Fraktur, multifragmentäre Impression	<b>C3</b>	Vollständig artikuläre Fraktur, mehrfragmentär

44 – Tibia/Fibula, Malleolen					
A		B		C	
<b>A1</b>	Infrasyndesmale Läsion, isoliert	<b>B1</b>	Transsyndesmale Fibulafraktur, isoliert	<b>C1</b>	Suprasyndesmale Läsion, mit diaphysärer Fibulafraktur,einfach
<b>A2</b>	Infrasyndesmale Läsion, mit Fraktur des Malleolus medialis	<b>B2</b>	Transsyndesmale Fibulafraktur, mit medialer Läsion	<b>C2</b>	Suprasyndesmale Läsion, mit diaphysärer Fibulafraktur, mehrfragmentär
<b>A3</b>	Infrasyndesmale Läsion, mit dorsomedialer Fraktur	<b>B3</b>	Transsyndesmale mit medialer Läsion und Volkmann- Fraktur	<b>C3</b>	Suprasyndesmale Läsion, proximale Fibulaläsion

### 8.3 Bildbeispiele der verschiedenen bildgebenden Verfahren: CR, Iso-C 3D; MRT

#### Bildbeispiel 1: Komplexe distale Radiusfraktur (DRF), C3 Fraktur

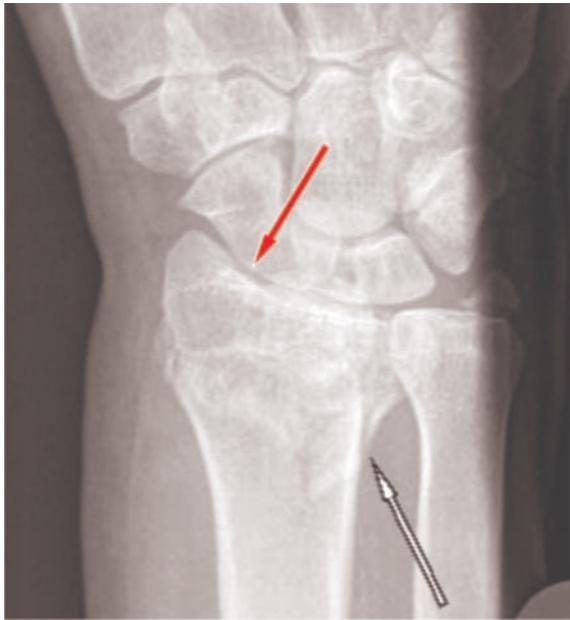


Abb. 1a



Abb. 1b

**Abb. 1a, b: digitale Speicherfolienradiographie des Handgelenkes:**, dorsovolare Aufnahme (a) und seitliche Aufnahme (b);

*Eingestauchte distale Radiusfraktur:* Ulnarseitig dorsal und palmar ist deutlich eine Konturunterbrechung der Kortikalis und Einstauchung erkennbar (⇨); die Anzahl der Frakturfragmente sowie das Ausmaß der Gelenkflächenbeteiligung sind jedoch schwer abschätzbar; angedeutet ist eine Frakturlinie in der Gelenkfläche erkennbar (⇨); nebenbefundlich zeigt sich eine Abrißfraktur des Proc. Styloideus ulnae.



Abb. 1c



Abb. 1d

**Abb 1c, d: koronare Schichtführung: MRT, T1w SE- Sequenz (c); Iso-C 3D, koronare MPR (d)**

Beide Schnittbildverfahren lassen eine zentrale Trümmerzone (☆) erkennen. In sehr guter Übereinstimmung stellen sich sowohl der Frakturlinienverlauf wie auch die mehrfache Gelenkbeteiligung in beiden Schnittbildmodalitäten eindeutig dar



Abb. 1e

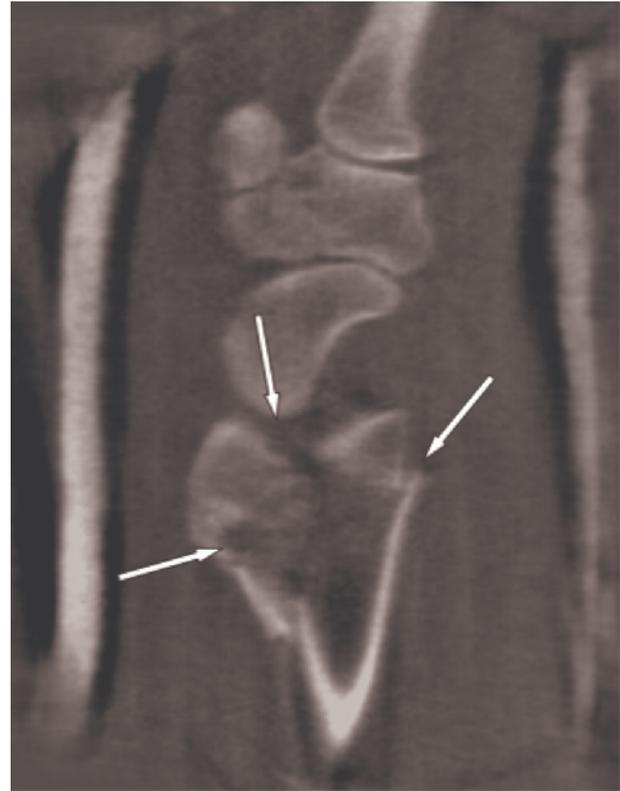


Abb. 1f

**Abb. 1e, f:** sagittale Schichtführung:

- **MRT, T1w SE- Sequenz** (e);
- **Iso-C 3D, sagittale MPR** (f)

Die sagittale Schichtführung zeigt die starke Einstauchung der Fraktur (⇨) und die dorsale Abkippung der Gelenkfläche.

**Bildbeispiel 2: Pilon tibiale Fraktur**

Abb. 2a



Abb. 2b

**Abb 2a, b: digitale Speicherfolienradiographie des Sprunggelenkes: a.p.- Aufnahme (a) und seitliche Aufnahme (b),**

Es zeigt sich eine Mehrfragmentfraktur der distalen Tibia. Die Fraktur erstreckt sich medialseitig in die Gelenkfläche mit einer Dehiscenz von einigen wenigen mm ( $\longleftrightarrow$ ) sowie dem Verdacht einer geringen Stufenbildung in der a.p.-Aufnahme ( $\Rightarrow$ ), wohingegen in der seitlichen Projektion keine wesentliche Stufe ( $\Rightarrow$ ) erkennbar ist.

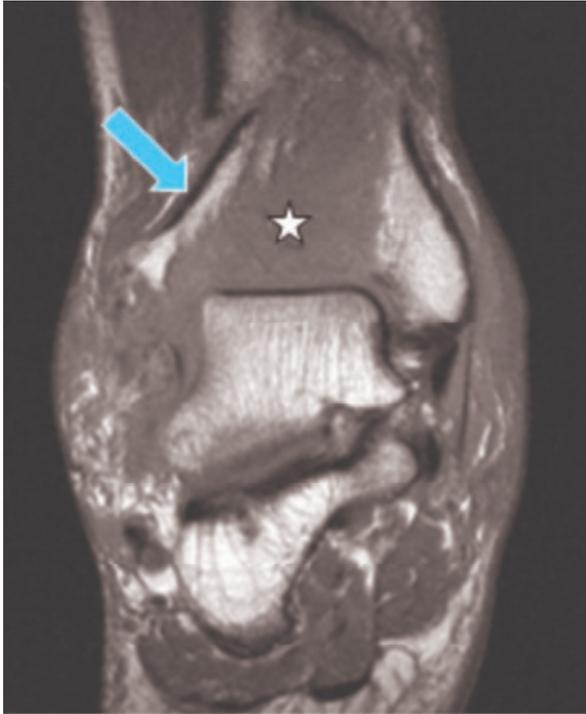


Abb. 2c

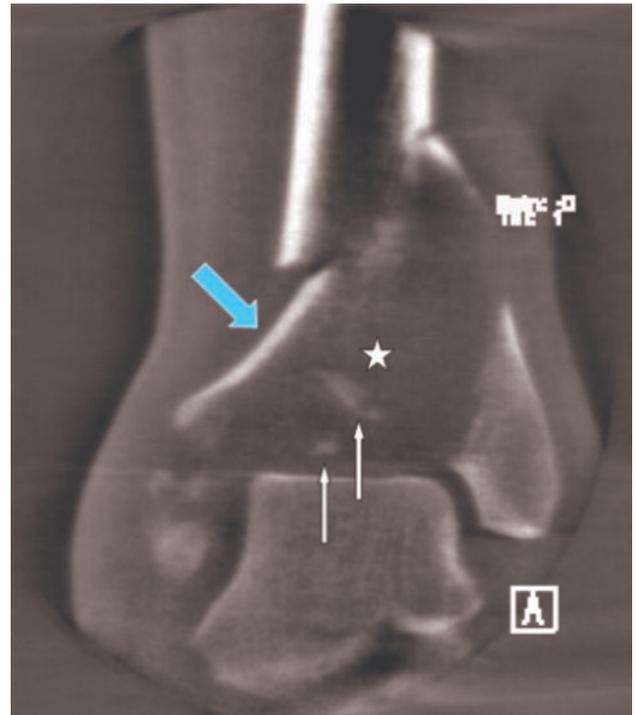


Abb. 2d

**Abb 2c, d:** koronare Schichtführung:

- **MRT, T1w SE- Sequenz** (c);
- **Iso-C 3D, koronare MPR** (d)



Abb. 2e

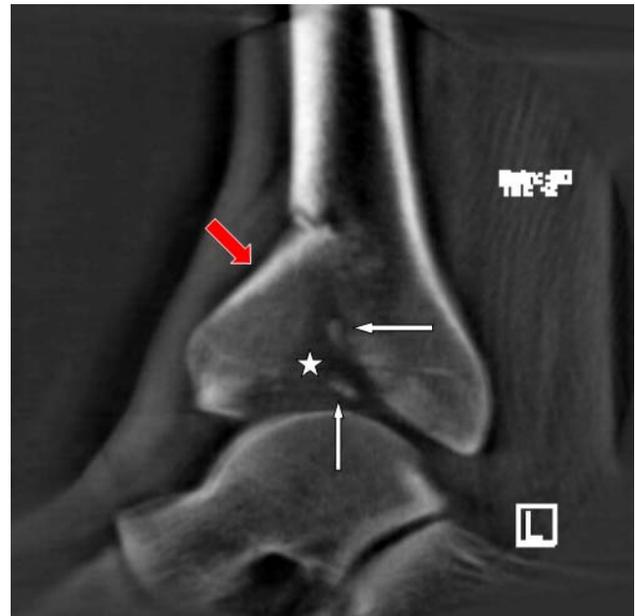


Abb. 2f

**Abb. 2e, f:** sagittale Schichtführung:

- **MRT, T1w SE- Sequenz** (e);
- **Iso-C 3D, sagittale MPR** (f)

Im Gegensatz zur Projektionsradiographie weisen beide Schnittbildverfahren eine ausgedehnte, zentimeterbreite Trümmerzone (☆) nach, mit mehreren kleinsten Knochenfragmenten (■); die distale tibiale Gelenkfläche ist breitflächig zerstört. Wesentlich deutlicher als die CR zeigt sich die Kippung und Dislokation der drei Hauptfragmente nach kaudal und lateral (→) bzw. ventral (→)

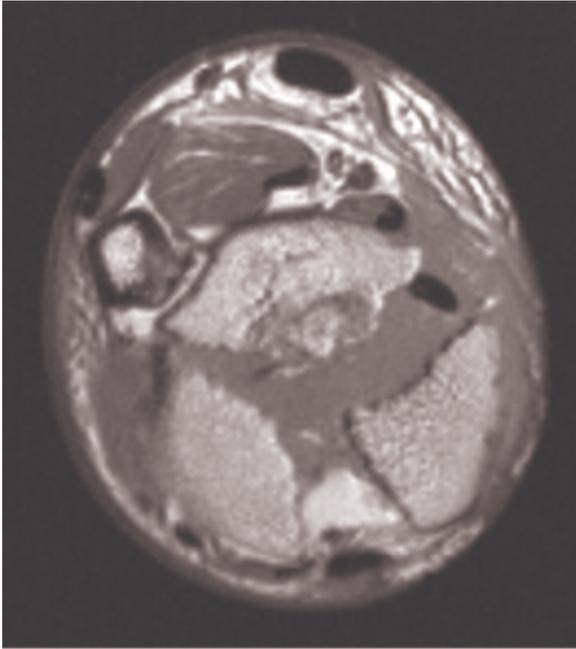


Abb. 2g

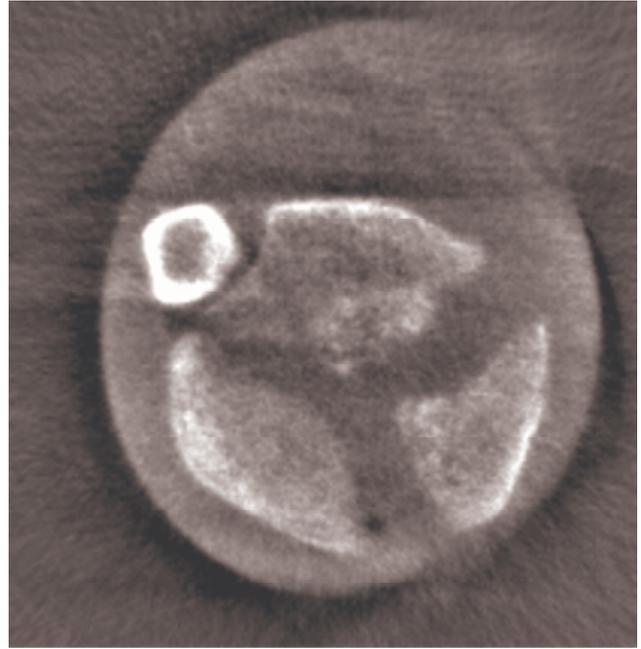


Abb. 2h

**Abb. 2g, h:** axiale Schichtführung: **MRT**, T1w SE- Sequenz (g); **Iso-C 3D**, axiales Primärbild (h)

Zusätzlich besteht bei den beiden Schnittbildverfahren die Möglichkeit der axialen Darstellung, für die die konventionellen Röntgenaufnahmen keine entsprechende Projektion bietet. MRT und Iso-C 3D zeigen in völliger Übereinstimmung die Fraktur in ihren drei gleich großen Fragmenten; die Frakurlinien sind deutlich dehiszent und treffen sich ca. in einem Winkel von 120°.

#### **8.4 Danksagung**

Bedanken möchte ich mich sehr herzlich bei *Herrn Prof. Dr. K.J. Pfeifer* für dieses sehr interessante Thema, welches mir unter anderem auch die spannende Teilnahme an den „ersten Stunden“ des Iso-C-3D-Bogens im klinischen Alltag ermöglicht hat.

Insbesondere möchte ich meiner Betreuerin, *Frau Dr. Tanja Fischer*, für ihr riesiges Engagement sowohl bei der Durchführung als auch der Fertigstellung dieser Studie zutiefst danken. Sie war immer für Fragen und Denkanstöße offen, hat sehr viel Zeit in diese Studie investiert und mich in allen Belangen bestmöglich unterstützt - Danke Tanja.

Ferner möchte ich an dieser Stelle den radiologischen Kollegen, die mich tatkräftig bei der Auswertung der bildgebenden Verfahren unterstützt haben, meinen besonderen Dank aussprechen. Neben *Frau Dr. Fischer* sind auch *Frau Dr. Dorothea Kotsianos*, *Herr PD. Dr. Linsenmaier* und *Herr Dr. Stefan Wirth* zu erwähnen.

Für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung möchte ich mich ganz herzlich bei *Herrn Stefan Krieger* bedanken, bei der Beratung des Layouts gilt mein Dank *Herrn Andreas Kleinert*.

Meinen ganz besonderen Dank gebührt meinen *Eltern*, die bis jetzt immer für mich da waren, mich in allen Situationen mit aller Kraft unterstützt haben und mir dieses lange Medizinstudium erst ermöglicht haben - ich danke Euch von ganzem Herzen.

Vergessen möchte ich nicht meine kleine Schwester *Andrea*, die mich bei der Fertigstellung dieser Arbeit immer wieder aufgeheitert und sehr viele schöne Stunden mit mir verbracht hat.

## **8.5 Lebenslauf**

### **Persönliche Daten**

---

Markus Giehl  
Meranerstr. 16  
81547 München

Geburtsdatum: 21.03.1977

Familienstand: ledig

E-mail: markus.giehl@gmail.com

### **Schulbildung**

---

09/1983 – 07/1987 Grundschule Landsberg a. Lech

09/1987 – 07/1994 Ignaz-Kögler Gymnasium Landsberg a. Lech

09/1994 – 06/1996 Pestalozzi-Gymnasium München (Abitur: 1,7)

### **Zivildienst**

---

09/1996 – 10/1997 Zivildienst für Musik am Diakoniewerk, München

### **Praktikum**

---

10/1997 – 04/1998 Laborpraktikum im Deutschen Primatenzentrum, Göttingen

### **Studium**

---

05/1998 Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität (LMU), München

04/2001 Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung

04/2003 Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung

12/2004 Dritter Abschnitt der ärztlichen Prüfung:

Seit 04/2005 Zeugnis über die Ärztliche Prüfung: (Gesamtnote:2,33)  
Assistenzarzt der Klinik für Anästhesiologie, Klinikum  
Großhadern