

Aus der
Chirurgischen Klinik und Poliklinik Innenstadt
der Ludwig – Maximilians – Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Wolf Mutschler

**Die dreidimensionale Darstellung der Herbert – Schraube im Skaphoid mit einem
mobilen C - Bogen:**

**Ein Vergleich mit herkömmlichen Bildgebungen anhand
anatomischer Präparate**

Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der medizinischen Fakultät der Ludwig – Maximilians – Universität zu München

vorgelegt von
Kosara Carola Schütt
aus
Brühl

2008

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Ekkehard Euler
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Peter Müller Prof. Dr. Klaus – G. Kunze Priv. Doz. Dr. Armin Huber
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. med. Sandro – Michael Heining
Dekan:	Prof. Dr. med. D. Reinhardt
Tag der mündlichen Prüfung:	24.07.2008

Danksagung

Zunächst gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. med. Ekkehard Euler, der die Idee zu dieser Arbeit hatte und bei der Beschaffung der anatomischen Präparate und der Einbringung der Implantate behilflich war. Außerdem möchte ich mich noch bei Dr. med. Sandro – Michael Heining bedanken, der mir bei Fragen zur Seite stand und mich bei logistischen Problemen unterstützte. Beide halfen mir auch tatkräftig bei der Freilegung und der Fotografie der anatomischen Präparate.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei der Anatomischen Anstalt der Ludwig – Maximilians – Universität in München, die uns für die Studie die formalinfixierten Hände und Unterarme zur Verfügung gestellt hat.

Mein Dank gilt allen Kolleginnen und Kollegen, die sich als Beobachter in dieser Studie zur Verfügung gestellt haben und geduldig über Stunden hinweg die Bildgebungen beurteilt haben.

Prof. Ph. D. Anthony Unwin vom Lehrstuhl für Rechnerorientierte Statistik und Datenanalyse des Instituts für interdisziplinäre Informatik der Universität Augsburg hat mir bei den statistischen Fragestellungen geholfen. Dafür danke ich ihm.

Bedanken möchte ich mich bei meinen Eltern, die mir zunächst das Gesangstudium ermöglicht und mich schließlich beim Medizinstudium unterstützt haben, als dies eher meinem Berufswunsch entsprach. Für die Rezension meiner Arbeit möchte ich meinem Bruder Georg und meinem Vater danken.

Meinen Dank möchte ich auch allen aussprechen, die mir während des Entstehungsprozesses dieser Dissertation bei Schwierigkeiten zugehört und Zuspruch geleistet haben. Dabei möchte ich besonders meinen Freund Alex und Andi, Birgit, Claudia, Hannah, Holger, Rosi und Ruth erwähnen.

Inhalt

I. Einleitung.....	9
I.1 DAS SKAPHOID	10
I.1.a Anatomie	10
Osteologie.....	10
Blutversorgung	11
Bänder	11
I.1.b Funktion und Kinematik	16
I.2 DIE SKAPHOIDFRAKTUR.....	17
I.2.a Epidemiologie und Unfallmechanismus	17
I.2.b Diagnostik	18
Klinische Untersuchung	18
Konventionelle Röntgenaufnahmen	18
Knochenszintigrafie	19
Computertomografie	19
Magnetresonanztomografie	19
Ultraschall	20
I.2.c Klassifikation	20
I.2.d Therapie	21
Stabile Frakturen	21
Instabile Frakturen.....	21
I.3 DIE HERBERT – SCHRAUBE	22
I.3.a Biomechanik	22
I.3.b Einbringen der kanülierten Herbert – Schraube.....	23
I.3.c Die Darstellung des liegenden Implantates in der Bildgebung.....	24
I.4 DREIDIMENSIONALE BILDGEBUNG MIT EINEM MODIFIZIERTEN BILDVERSTÄRKER	24
I.4.a Bildauflösung und Strahlenbelastung	24
I.4.b Anwendungsmöglichkeiten.....	25
II. Material und Methoden.....	27
II.1 PRÄPARATE	27
II.2 DIE IMPLANTATE UND DEREN EINBRINGUNG	27
II.2.a Implantate	27
II.2.b Zugangswege	27
II.2.c Einbringen der Implantate	27
II.3 DIE BILDGEBUNG.....	28
II.3.a Konventionelles Röntgen.....	28
II.3.b Bildgebung mit dem Siremobil Iso C – 3D	28
Geräteeigenschaften	28
Durchleuchtung	30
3D – Bildgebung	30
II.3.c Computertomografie.....	30
II.4 DATENAKQUIRIERUNG	30
II.4.a Beobachter und Präsentation der Modalitäten	30
II.4.b Verifizierung der Schraubenlage	31
II.4.c Fragebogen.....	31
II.4.d Aussagenverknüpfungen	34
II.5 AUSWERTUNG	36

III. Ergebnisse.....	38
III.1 PRÄPARATION UND BILDGEBUNG	38
III.1.a Präparate	38
III.1.b Bildgebungen	39
Vergleich verschiedener Bildgebungen anhand von Beispielen	39
Schichtbilder des Iso C – 3D am Beispiel der Präparate 7699 re und 7699 li	48
Übersicht über den Monitor des Iso C – 3D bei den Präparaten 462000 li und 462000 re	50
III.2 AUSWERTUNG	54
III.2.a Zeit.....	54
Ausfüllen der Fragebögen	54
Vergleich zwischen abgeblendetem und nicht abgeblendetem Bildverstärker	54
III.2.b Schraubenlage	57
Proximaler Pol.....	57
Distaler Pol.....	62
Taille.....	65
Zusammenfassung der Einzeluntersuchungen	67
III.2.c Gelenkbeteiligung.....	69
Proximal	69
Distal	71
III.2.d Beurteilung der Schraubenlage	73
Qualität der Implantatlage	73
Verknüpfung zwischen Erkennen des Revisionsgrundes und Forderung einer Revision	75
Begründungen für die Ablehnung einer Angabe.....	76
III.2.e Aussagen über das Ausreichen der Bildgebung	77
III.2.f Verknüpfung subjektiver Urteile – Schraubenlage und Revision.....	77
Das Erkennen der Revisionspflichtigkeit und die Forderung nach einer weiteren Bildgebung	77
Das Erkennen der regelrechten Lage und die Forderung nach einer weiteren Bildgebung	79
III.2.g Subjektive Bildqualität.....	80
Komponenten des Summscores – Kortikalis.....	80
Komponenten des Summscores – Spongiosa	80
Komponenten des Summscores - Bildrauschen	81
Komponenten des Summscores – Artefakte.....	81
Summscore Bildqualität	82
IV. Diskussion	85
Fallbeispiel	96
V. Zusammenfassung	103
VI. Anhang	105
VI.1 ERGÄNZUNGEN ZU „MATERIAL UND METHODEN“: FRAGEBOGEN UND VORLAGE.....	105
VI.1.a Bestimmung der Schraubenlage mittels der Vorlage	105
VI.1.b Gelenkbeteiligung	108
VI.1.c Revisionspflicht und Begründung	108
VI.1.d Bildqualität.....	109
VI.2 ERGÄNZUNGEN ZU „ERGEBNISSE“	110
VI.2.a Ergebnisse der Präparation.....	110

VI.2.b Präparate.....	111
VI.2.c Schraubenlage	113
Proximal	113
Distal	114
Taille.....	116
VI.2.d Qualität der Implantatlage.....	118
Revisionsgrund proximal	118
Revisionsgrund distal	119
Ablehnung eines Urteiles	120
VI.2.e Aussage über Ausreichen der Bildgebung	120
I.2.f Verknüpfung subjektiver Urteile – Schraubenlage und Revision	121
Erkennen einer regelrechten Lage und die Forderung nach weiterer Bildgebung	121
VI.2.g Subjektive Bildqualität.....	122
Häufigkeitstabelle Kortikalis.....	122
Häufigkeitstabelle Spongiosa.....	122
Häufigkeitstabelle Bildrauschen	123
Häufigkeitstabelle Artefakte	123

VII. Literaturverzeichnis..... 125

Tabellenverzeichnis

TABELLE 1: Nominalskala Gelenkbeteiligung proximal.....	32
TABELLE 2: Nominalskala Gelenkbeteiligung distal.....	33
TABELLE 3: Nominalskala Revisionspflichtigkeit proximal	33
TABELLE 4: Nominalskala Revisionspflichtigkeit distal.....	33
TABELLE 5: Nominalskala „keine Angabe möglich“	34
TABELLE 6: Skala Verknüpfung objektiver Revisionsgrund und subjektive Revisionsnotwendigkeit	35
TABELLE 7: Skala Revisionspflichtigkeit und weiterführende Bildgebung.....	35
TABELLE 8: Skala sehr gute/akzeptable Lage und weiterführende Bildgebung	36
TABELLE 9: Deskriptive Statistik – Beobachtungszeit.....	55
TABELLE 10: Deskriptive Statistik – Durchleuchtungszeit.....	56
TABELLE 11: Sensitivität – Spezifität proximal: perforiert – nicht perforiert.....	58
TABELLE 12: Sensitivität – Spezifität proximal: perforiert und im Knochen – außerhalb des Knochens.....	59
TABELLE 13: Sensitivität – Spezifität distal: perforiert – nicht perforiert.....	63
TABELLE 14: Sensitivität – Spezifität distal: perforiert und im Knochen – außerhalb des Knochens.....	64
TABELLE 15: Sensitivität – Spezifität Taille proximal.....	66
TABELLE 16: Sensitivität –Spezifität Taille distal.....	67
TABELLE 17: Gelenkbeteiligung proximal – Anzahl	70
TABELLE 18: Gelenkbeteiligung distal – Anzahl	72
TABELLE 19: Qualität der Implantatlage	73
TABELLE 20: Realer Revisionsgrund – Forderung eine Revision.....	75
TABELLE 21: Erkennen einer Revisionspflicht – Forderung nach weiterer Bildgebung	78
TABELLE 22: Schraubenlage im Kahnbein.....	107
TABELLE 23: Gelenkbeteiligung	108
TABELLE 24: Beurteilung der Implantatlage	108

TABELLE 25: Frage nach Ausreichen der Bildgebung	109
TABELLE 26: Benotung der Bildqualität	109
TABELLE 27: Ergebnisse der Präparation	110
TABELLE 28: Proximaler Pol – Anzahl/Prozent	113
TABELLE 29: Richtig – und Falschaussagen proximaler Pol	114
TABELLE 30: Distaler Pol – Anzahl/Prozent	114
TABELLE 31: Richtig – und Falschaussagen distaler Pol	115
TABELLE 32: Taille – Anzahl/Prozent	116
TABELLE 33: Revisionsgrund proximal	118
TABELLE 34: Revisionsgrund distal	119
TABELLE 35: Begründung für die Ablehnung eines Urteiles	120
TABELLE 36: Forderung nach weiterer Bildgebung	120
TABELLE 37: Das Erkennen der regelrechten Lage und die Forderung nach weiterer Bildgebung	121
TABELLE 38: Kortikalis	122
TABELLE 39: Spongiosa	122
TABELLE 40: Häufigkeitstabelle Bildrauschen	123
TABELLE 41: Artefakte	123

Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1: Ansichten des rechten Skaphoides von palmar, radial, dorsal, ulnar mit proximalem Pol, Taille und distalem Pol. Die Gelenkflächen sind etwas dunkler dargestellt. [61]	11
ABBILDUNG 2: Karpale Bandsysteme der rechten Hand von palmar und palmare Bänder des Daumensattelgelenkes [61]. Besonders zu beachten sind die V – Bänder und der Poirier`sche Raum.	14
ABBILDUNG 3: Siremobil Iso C – 3D in der Vorderansicht mit Rechnereinheit und Bildschirmen [73]	29
Präparat Nr. 12198 re	39
ABBILDUNG 4, 5: Fotografie	39
Bildgebende Verfahren	40
ABBILDUNG 6, 7: Konventionelles Röntgen	40
ABBILDUNG 8, 9: Bildverstärker	40
ABBILDUNG 10, 11: Iso C – 3D	41
ABBILDUNG 12, 13: CT	41
Präparat Nr. 13098 re	42
ABBILDUNG 14, 15, 16: Fotografie	42
Bildgebende Verfahren	43
ABBILDUNG 17, 18: Konventionelles Röntgen	43
ABBILDUNG 19, 20: Bildverstärker	43
ABBILDUNG 21, 22: Iso C – 3D	44
ABBILDUNG 23, 24: CT	44
Präparat Nr. 8097 re	45
ABBILDUNG 25, 26: Fotografie	45
Bildgebende Verfahren	46

ABBILDUNG 27, 28: Konventionelles Röntgen	46
ABBILDUNG 29, 30: Bildverstärker	46
ABBILDUNG 31, 32: Iso C – 3D	47
ABBILDUNG 33, 34: CT	47
Präparat Nr. 7699 re	48
ABBILDUNG 35: Fotografie.....	48
ABBILDUNG 36: Siremobil Iso C – 3D: Schnittbilder und Projektionen.....	48
Präparat Nr. 7699 li	49
ABBILDUNG 37: Fotografie.....	49
ABBILDUNG 38: Siremobil Iso C – 3D: Schnittbilder und Projektionen.....	49
Präparat Nr. 462000 li	50
ABBILDUNG 39, 40: Fotografie.....	50
ABBILDUNG 41: Übersicht über den Monitor.....	51
Präparat Nr. 462000 re	52
ABBILDUNG 42, 43: Fotografie.....	52
ABBILDUNG 44: Übersicht über den Monitor.....	53
ABBILDUNG 45: Boxplot Beobachtungszeit.....	55
ABBILDUNG 46: Boxplot Durchleuchtungszeit	56
ABBILDUNG 47: Grafik: Sensitivität – Spezifität proximal: perforiert – nicht perforiert.....	59
ABBILDUNG 48: Grafik: Sensitivität – Spezifität proximal: perforiert und im Knochen – außerhalb des Knochens.....	60
ABBILDUNG 49: Mosaikplot der Richtig – und Falschaussagen betreffend den proximalen Pol.....	61
ABBILDUNG 50: Grafik: Sensitivität – Spezifität distal: perforiert – nicht perforiert	63
ABBILDUNG 51: Grafik: Sensitivität – Spezifität distal: perforiert und im Knochen – außerhalb des Knochens.....	64
ABBILDUNG 52: Mosaikplot der Richtig – und Falschaussagen betreffend den distalen Pol	65
ABBILDUNG 53: Mosaikplot Richtig – und Falschaussagen	68
ABBILDUNG 54: Grafik: Gelenkbeteiligung proximal.....	70
ABBILDUNG 55: Grafik: Gelenkbeteiligung distal	72
ABBILDUNG 56: Grafik: Prozentangaben realer Revisionsgrund – Forderung einer Revision	76
ABBILDUNG 57: Grafik: Erkennen Revisionspflicht – Forderung nach weiterer Bildgebung	79
ABBILDUNG 58: Grafik: Summenscore Bildqualität	83
ABBILDUNG 59: Boxplot Summenscore Bildqualität.....	84
ABBILDUNG 60: Fallbeispiel: Röntgenaufnahme Kahnbeinfraktur links.....	96
ABBILDUNG 61, 62, 63: Fallbeispiel: MRT – Bilder koronar	97
ABBILDUNG 64, 65, 66: Fallbeispiel: MRT – Bilder axial	97
ABBILDUNG 67, 68: Fallbeispiel: MRT – Bilder sagittal	97
ABBILDUNG 69: Fallbeispiel: Lagerung auf dem Handtisch ohne Abdeckung.....	98
ABBILDUNG 70: Fallbeispiel: Lagerung auf dem Handtisch mit Abdeckung vor dem Scan	98
ABBILDUNG 71: Fallbeispiel: Lagerung auf dem Handtisch mit Abdeckung nach dem Scan	98

ABBILDUNG 72, 73: Fallbeispiel: Lage Kirschnerdraht ap: Lagerung, Durchleuchtung 2D – Modus.....	99
ABBILDUNG 74, 75: Fallbeispiel: Lage Kirschnerdraht lateral: Lagerung, Durchleuchtung 2D – Modus.....	99
ABBILDUNG 76, 77, 78: Fallbeispiel: Lage Kirschnerdraht 3D – Modus proximal, Taille und distal in axialer Ebene	100
ABBILDUNG 79, 80, 81: Fallbeispiel: Schnittbilder im 3D – Modus des Iso C – 3D in koronarer, axialer und sagittaler Ebene, linkes Kahnbein mit einliegender Schraube.....	100
ABBILDUNG 82: Fallbeispiel: Röntgenaufnahme der Herbert – Schraube im linken Kahnbein des Patienten	101
ABBILDUNG 83: Vorlage zur Angabe der anteroposterioren Ansicht	105
ABBILDUNG 84: Vorlage zur Angabe der lateralen Ansicht	106
ABBILDUNG 85, 86: Fotografie des Präparates 2598 re	111
ABBILDUNG 87, 88: Fotografie des Präparates 452000 li	111
ABBILDUNG 89, 90, 91; Fotografie des Präparates 682000 li	112
ABBILDUNG 92: Grafik: Prozentangaben proximaler Pol	113
ABBILDUNG 93: Grafik: Prozentangaben distaler Pol.....	115
ABBILDUNG 94: Grafik: Prozentangaben Taille.....	116

Abkürzungsverzeichnis

2 D = zweidimensional
 3 D = dreidimensional
 99^m = 99 – metastabil
 BV = Bildverstärker
 cm = Zentimeter
 CT = Computertomografie
 kV = Kilovolt
 li = links
 m = Meter
 MHz = Megahertz
 mAs = Milliampèresekunde
 mGy = Milligray
 mm = Millimeter
 MRT = Magnetresonanztomografie
 RAM = Random Access Memory
 re = rechts
 sec = Sekunde
 SL = skapholunär
 STIR = Short - Tau Inversion Recovery
 Voxel = Volumenelement

I. Einleitung

Das Skaphoid nimmt durch seine anatomisch – topografische Stellung im Karpus eine wichtige Aufgabe wahr. Bei Verletzungen dieses Knochens mit resultierenden Gelenkschäden ist die Beweglichkeit des Handgelenkes enorm eingeschränkt. Da beim Kahnbein die Gefahr der Entwicklung einer avaskulären (Teil –) Nekrose sowie einer Pseudarthrosebildung aufgrund nicht ausgeheilter komplizierter Frakturen unter konservativer Therapie außerordentlich hoch ist, stellt man die Indikation zur Osteosynthese großzügig. Um ein suffizientes Operationsergebnis zu erzielen, sind dem Operateur Hilfsmittel und Techniken zur Verfügung zu stellen, die den Operationsvorgang erleichtern. Dazu zählt ausgereiftes Implantatmaterial. Die Lage der eingebrachten Implantate muss peri – und postoperativ ohne größeren Aufwand durch standardisierte Bildgebungstechniken kontrollierbar sein.

In den letzten Jahren wird bei Kahnbeinbrüchen vermehrt auf die kanülierte Herbert – Schraube zurückgegriffen, die im Gegensatz zum Original mit Hilfe eines Führungsdrahtes meist in „geschlossener“ Operationstechnik eingebracht wird. Eine Kompression der Fragmente mit einem als Jig bezeichneten Ziel – und Führungsinstrument erfolgt nicht. Die Kontrolle der Implantatlage wird anschließend mit dem Bildverstärker durchgeführt.

Die Form des Kahnbeines ist an beiden Enden abgerundet. Es liegt um 45° gekippt zur Frontal –, Sagittal – und Transversalebene [36]. Darum kommt es in einer zweidimensionalen Bildgebung zwangsweise zu Überlagerungen innerhalb des Skaphoides. Erschwerend kommt die Darstellung der angrenzenden Handwurzelknochen hinzu. Bei der Durchführung zu weniger Projektionen kann eine korrekte Implantatlage möglicherweise nur vorgetäuscht werden. Infolge dessen können Fehllagen resultieren, die eine Revision erfordern.

Im Rahmen dieser Arbeit soll überprüft werden, ob man mit dem Siremobil Iso C – 3D Bildverstärker der Firma Siemens, der zu Beginn dieser Arbeit noch als Prototyp vorlag, jetzt aber mit verbesserten Eigenschaften auf dem Markt ist, zuverlässig auf die tatsächliche Lage der Schraube schließen kann. Außerdem fließt die Qualität der Bildgebung ein. Die Untersuchung wurde anhand eines Fragebogens durchgeführt, auf dem ärztliche Beobachter ihren Eindruck zur Lage und Darstellung von Herbert – Schrauben in verschiedenen Modalitäten äußern sollten. Die Implantate waren zuvor in die Skaphoide anatomischer Präparate eingebracht worden.

Da der Siremobil Iso C – 3D die Form eines üblichen 2D – Bildwandlers hat, können dreidimensionale Bilder mit wenig logistischem Aufwand gewonnen werden, die eine präzise Abbildung der Schraube und des zu versorgenden Knochens ermöglichen. Der Operateur kann –

so die Hypothese – klarere Aussagen über die Osteosynthese treffen, die Patientenzufriedenheit durch eine größere Anzahl primär korrekter Frakturversorgungen gesteigert werden.

I.1 Das Skaphoid

I.1.a Anatomie

Osteologie

Zwei Drittel des Skaphoides sind von hyalinem Knorpel überzogen [60]. Es grenzt proximal an den Radius, ulnar an die Ossa lunatum und capitatum und distal an die Ossa trapezium und trapezoideum. Dadurch ist es in den Verbund der proximalen Handwurzelknochen integriert und stellt eine Verbindung zwischen Radius und distalem Karpus her.

Der Radius bildet eine konkave Gelenkfläche für das Skaphoid, die sich etwas seitlich am Processus styloideus radii entlang zieht. Die artikulierende halbmondförmige Portion des Kahnbeines mit dem Lunatum variiert mit der Größe des proximalen Poles. Das Kapitatum findet seinen Platz in einer großen konkaven Einbuchtung des Skaphoides, die in eine palmare und dorsale Portion eingeteilt werden kann, wobei die dorsale Fläche konkaver ist als die palmare. Das distalste Gelenk ist das Skaphotrapezotrapezoidalgelenk. Manchmal weist es am Kahnbein eine kleine Erhebung des Gelenkknorpels auf, so dass man in einigen Fällen zwischen der Artikulationsfläche der Ossa trapezium und trapezoideum unterscheiden kann [13]. Die Gelenkflächen zwischen Trapezium und Skaphoid sind schräg gestellt, um eine Rotation der Knochen im Bewegungsprozess zu gewährleisten [44].

Die Form des Knochens selber ist in sich verdreht. Die handgelenksnahe Portion bildet der proximale Pol. Der Corpus besteht aus einem proximalen Teil mit Taille, welche durch das Gelenk zwischen Skaphoid und Kapitatum verläuft, und einem distalen Teil. Ihn kann man als Beginn des distalen Poles ansehen. Ihm ebenfalls zugehörig ist das Tuberculum ossis scaphoidei, das nach palmar und radial gekippt ist und das Gelenk mit dem Os trapezium bildet [13]. Des weiteren dient es dem Musculus flexor carpi radialis als Hypomochlion [61].
Abbildung 1 Seite 11 zeigt eine Abbildung des Kahnbeines.

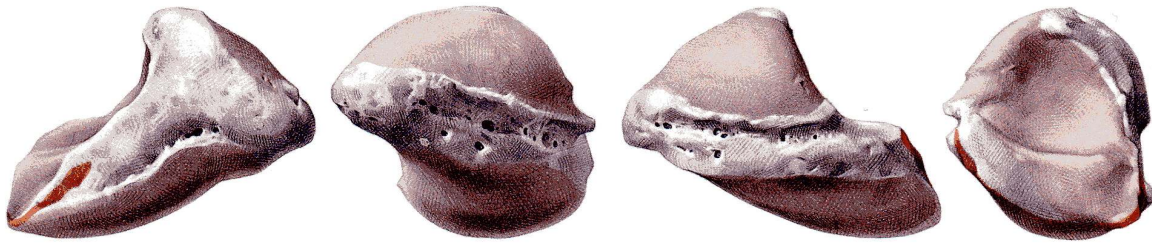


ABBILDUNG 1: Ansichten des rechten Skaphoides von palmar, radial, dorsal, ulnar mit proximalem Pol, Taille und distalem Pol. Die Gelenkflächen sind etwas dunkler dargestellt. [61]

Die Einlagerung der Mineralien im Knochen zeigt die Richtung der Kräfte an, die auf ihn wirken. Die Densitometrie weist eine höhere Mineralisierung der sich in Längsrichtung gegenüber liegenden subchondralen Flächen und Kortikalices auf. Die Trabekel der Spongiosa sind in der Längsachse ebenfalls kräftiger gebaut. [44].

Blutversorgung

Die Blutversorgung des Kahnbeines erfolgt aus der Arteria radialis. Dieses Gefäß, das den proximalen Pol und 70 – 80 Prozent des Knochens versorgt, tritt an der dorsalen Kante des Skaphoides ein und breitet sich dann von distal nach proximal aus. Die Versorgung der anderen 20 Prozent und des Tuberkulums werden von palmar durch Äste der Arteria radialis oder ihrem Ramus palmaris superficialis gewährleistet. Es gibt keine intraossären Anastomosen zwischen diesen Gefäßanteilen, wobei das für die einzelnen Zweige vor dem Eintritt in den Knochen nicht gilt [3, 58, 16, 61, 64, 22].

Bänder

Viele Bänder setzen an diesem Knochen an, um sowohl Stabilität als auch Beweglichkeit innerhalb des Karpus zu gewährleisten.

Eine mögliche Einteilung erfolgt in eine oberflächliche, mittlere und tiefe Schicht [44, 61]. Eine andere übliche Nomenklatur teilt sie in extrinsisch und intrinsisch ein. Extrinsisch sind Bänder, die vom distalen Radius über das Gelenk hinweg zu den Handknochen ziehen. Intrinsisch hingegen sind Bänder, die die Knochen innerhalb des Karpus verbinden.

Den oberflächlichsten ligamentären Komplex bilden die Retinacula.

Das Retinaculum flexorum setzt direkt an den Tubercula ossis scaphoidei und ossis trapezii an, die auch in die Eminentia carpi radialis zusammengefasst werden können. Ulnar spannt es

sich zum Hamulus ossis hamati und zu den Ossa pisiforme und triquetrum, der sogenannten Eminentia carpi ulnaris. Seine Struktur ist in sich verwoben und verflochten [44]. Es verhindert ein Auseinanderklaffen der karpalen Knochen.

Das Retinaculum extensorum verläuft vom radialen Rand der Radiusepiphyse auf die Gegenseite. Es kann in zwei Faserzüge unterteilt werden, in einen proximalen, der quer vom radialen Rand der Radiusepiphyse zur Gegenseite verläuft und den Musculus extensor carpi ulnaris an der Ulna auf seinem Platz hält, und einen distalen und schrägen, der an derselben Stelle entspringt und dann über den Processus styloideus ulnae nach palmar zieht. Die Anheftung erfolgt dort an den Ossa pisiforme und triquetrum. Hier umschließt es auch die Sehne des Musculus flexor carpi ulnaris [44].

An der gemeinsamen Insertionsstelle bilden die beiden Retinacula einen Ring, nach Kuhlmann auch „extraartikuläre Schleuder“ genannt, der dem Komplex Karpus Rotationsstabilität verleiht und das distale Radioulnargelenk festigt. Ein Abrutschen des Karpus nach ulnar und palmar wird auf diese Weise verhindert. Diese Tendenz besteht aufgrund der Neigung der Radiusgelenkfläche und der ulnaren Verkürzung gegenüber dem Radius [44, 61].

Die mittlere Schicht kann ebenfalls in einen dorsalen und palmaren Anteil gegliedert werden. Die weitere Aufschlüsselung erfolgt in die radiokarpalen Bänder, die V – Bänder und den triangulären fibrocartilaginären Komplex (TFCC). Dieser bildet die ulnokarpale Verbindung zwischen Handgelenk und Elle, dient der Übertragung der Kräfte zwischen Ulna und Karpus und begrenzt die Radialabduktion der Hand. In dieser Schicht liegen auch die karpometakarpalen Bänder. Auf die beiden letzteren wird weniger eingegangen werden, da sie nicht mit dem Kahnbein assoziiert sind. Insgesamt kann man sagen, dass die palmaren Bänder kräftiger sind als die dünneren mit den Strecksehnenfächern verbundenen dorsalen [61].

Im folgenden werden die palmaren Ligamente besprochen werden. Zur Veranschaulichung dient Abbildung 2 Seite 14.

Das Ligamentum collaterale carpi radiale entspringt an der palmaren Kante des Processus styloideus radii und zieht von dort sowohl zum Tuberculum ossis scaphoidei als auch zur Sehnscheidenwand des Musculus flexor carpi radialis.

Weiter ulnar von diesem Band befindet sich das Ligamentum radiocarpale palmare, welches in einen oberflächlichen und einen tiefen Anteil eingeteilt wird. Die Fasern des oberflächlichen Anteiles haben ihren Ursprung an der Basis der palmaren Kante des Processus styloideus radii und inserieren an den Ossa capitatum und lunatum. Sie verlaufen extrakapsulär. In

dem tieferen Anteil befinden sich die Ligamenta radioscapnocapitatum, capitolhamatotriquetrum und radiolunotriquetrum. Sie liegen intrakapsulär.

Das Ligamentum radioscapnocapitatum entspringt am Processus styloideus radii und an der ventralen Kante der Fovea scaphoidea in Form einer divergierenden Platte [6]. Der eine Teil, auch Ligamentum radioscapnoideum genannt, zieht an der Taille des Skaphoides vorbei und inseriert dort mit ein paar Fasern. Von dort aus wendet es sich schräg zum ventralen Höcker des Os capitatum, wo es sich mit dem anderen Teil, dem Ligamentum radiocapitatum, vereinigt [44]. Das Band nimmt seinen Weg direkt über die Taille des Kahnbeines hinweg, so dass es einen Drehpunkt bei Rotationen des Knochens bildet. Dieser Bandkomplex bildet den radialen Teil des distalen V – Bandes. Ulnar wird es durch das Ligamentum capitolhamatotriquetrum geformt.

Eine weitere Struktur in diesem distalen Bänderkomplex ist das Ligamentum scaphotriquetrum palmare, das mit kräftigen Fasern am Os triquetrum und mit schwachen Fasern an der Taille des Os scaphoideum ansetzt. Auf seinem Weg verläuft es unter dem Ligamentum capitolhamatotriquetrum und zieht über das Os capitatum, um nach Durchflechtung der Fasern des Ligamentum radiocapitatum am Os scaphoideum zu inserieren [44]. Seine Funktion ist die Stabilisierung des karpalen Bogens und das Verhindern einer Luxation des Kapitatum bei Dorsalextension.

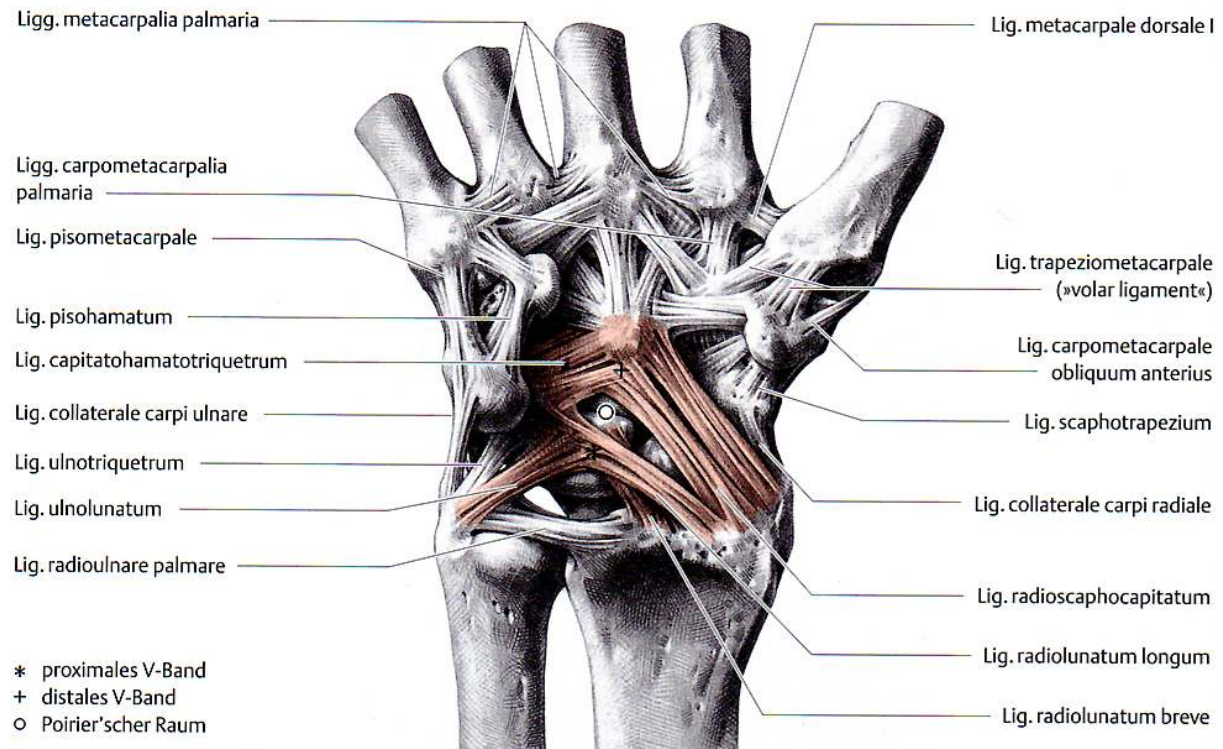


ABBILDUNG 2: Karpale Bandsysteme der rechten Hand von palmar und palmare Bänder des Daumensattelgelenkes [61]. Besonders zu beachten sind die V – Bänder und der Poirier'sche Raum.

In der Tiefe der mittleren Schicht liegt etwas weiter ulnar der oben beschriebenen Bänder das Ligamentum radiolunatum longum (=„long radiolunate ligament“), welches parallel zu dem oben beschriebenen Ligamentum radioscapnocapitatum liegt und von der palmaren Kante des distalen Radius zum ulnaren Rand des Os lunatum verläuft [6]. Es liegt so dicht an der palmaren Portion des Ligamentum lunotriquetrum interosseum, dass es früher gemeinsam mit diesem als Ligamentum radiotriquetrum bezeichnet wurde. Die Lücke zwischen diesem Anteil des proximalen V – Bandes und dem Ligamentum radioscapnocapitatum wird als Poirier'scher Raum bezeichnet und bildet eine Schwachstelle der Kapsel [44, 23, 61].

Das Ligamentum radiolunatum breve (=„short radiolunate ligament“), das noch weiter ulnar am Radiusrand beginnt und unterhalb des Ligamentum radiolunatum longum liegt, dient dem Schutz des Handgelenkes bei Hyperextension [6].

Insgesamt ist der Verlauf dieser Fasern ist sehr flach. Sie bilden gemeinsam mit den Ligamenta ulnolunatum und radiolunatum das proximale V – Band.

Auf der dorsalen Seite gibt es ebenfalls einen V – Bänderkomplex, der durch die Ligamenta radiocarpale dorsale und intercarpale dorsale gebildet wird [69]. Das Ligamentum radiocarpale dorsale zieht vom dorsalen Rand des distalen Radius ulnar vom Tuberculum Listeri zum Triquetrum. Auf diesem Weg gibt es Fasern zum Skaphoid und zum Lunatum ab. Es verhindert das Abgleiten des Os triquetrum nach ulnar und unterstützt die Pronation des Handgelenkes.

Das Ligamentum intercarpale dorsale hat seinen Ursprung am dorsalen Tuberkulum des Os triquetrum und setzt am dorsalen Sulcus des Skaphoides an. Einige Anteile heften am Os lunatum an.

Wegen des Zusammenspiels ihrer Kräfte kann man diese Bänder als ein Ligamentum radioscaphoideum dorsale zusammenfassen [69]. Indem bei Flexion und Extension der Winkel der beiden Schenkel variiert, ist an der Seite des Dreieckes, an dem sich kein Band befindet, eine große Beweglichkeit des Handgelenkes garantiert. Dabei bleibt der proximale Pol des Skaphoides stabil.

In der Tiefe befinden sich die interossären Bänder, wobei hier nur auf diejenigen eingegangen wird, welche eine Verbindung zum Kahnbein haben.

Dazu gehört das Ligamentum scapholunatum. Es zieht vom proximalen ulnaren Pol des Skaphoides zum radialen Teil des Lunatums. Palmar besteht es aus schräg verlaufenden kollagenen Fasern und im mittleren Teil aus Faserknorpel, der die Gelenkfläche der angrenzenden Knochen nach proximal vervollständigt [44]. Der dorsale Anteil ist der kräftigste mit kurzen querverlaufenden Fasern [4]. Dieses Band erlaubt die gegensinnige Verdrehung des Lunatums und des Skaphoides bei Extension und Flexion zueinander. Ein Riss dieses Bandes führt zur skapholunären Dissoziation.

Das Ligamentum scaphotrapezium liegt radiopalmar und hat die Form einer Schale. Das Kahnbein geht bei Radialabduktion in Flexion. Das Band ermöglicht dem Trapezium bei diesem Vorgang das Wandern auf diesem Knochen. Außerdem stabilisiert es den karpalen Ring [44, 61] .

Ein Band, das weniger der Stabilisierung dieses Komplexes als eher der Propriozeption im Handgelenk dient, ist das Ligamentum radioscapulohunatum, auch Testut – Band genannt [44, 23, 61, 5]. Es enthält sowohl Anteile des Nervus interosseus anterior als auch einen hohen Gefäßanteil und zieht von einer Vertiefung am Radius durch den Gelenkspalt, in dem es von den Ligamenta radiolunata longum und breve umgeben ist. Von dort aus setzt es sich in Richtung des Ligamentum scapholunatum interosseum und der proximalen Pole des Kahn – und des Mondbeines fort, deren Kortikalis es aber nicht durchstößt.

I.1.b Funktion und Kinematik

Der Aufbau des Karpus kann sowohl durch ein horizontales als auch vertikales Konzept beschrieben werden.

Die horizontale Betrachtungsweise teilt das Handgelenk in einen proximalen Teil mit Skaphoid, Lunatum, Triquetrum und Pisiforme und einen distalen mit den restlichen Knochen des Karpus ein. Für das Skaphoid wird teilweise eine Unabhängigkeit von der proximalen Reihe postuliert [72]. Am proximalen Anteil der Mittelhand setzen weder Muskeln noch Sehnen an, so dass er als zwischengeschaltetes Segment angesehen werden kann. Er dient als mobiles Verbindungsstück zwischen der distalen Reihe und dem Radiokarpalgelenk.

Die Säulentheorie nach Navarro, modifiziert von Taleisnik, sieht das Os scaphoideum als radiale und die Ossa triquetrum und pisiforme als ulnare Säule des Karpus. Die restlichen Handwurzelknochen bilden die t-förmige zentrale Säule mit dem Os lunatum als unmittelbare Verbindung zum Radius [61]. Das Kahnbein steht in diesem Modell in einem labilen Verhältnis zu den Ossa trapezium und trapezoideum. Diese beiden Knochen üben axialen Druck auf das Skaphoid aus und verstärken seine Tendenz, in die Flexionsstellung nach palmar und proximal abzukippen. Das benachbarte Mondbein neigt hingegen eher dazu, in Extensionsstellung aus dem Knochenverband auszutreten und in die volare Richtung abzukippen. Die Kräfte zwischen diesen beiden Knochen wirken also in die gegensätzliche Richtung, sind aber im Gleichgewicht, solange das Ligamentum scapholunatum intakt ist [61].

Die Theorie von Lichtman versteht den Karpus als einen unter Spannung stehenden Ring, der bei Ausfall einer der Bänder seine Integrität verliert. Die Aufgabe der Bänder ist hierbei die Aufnahme von Spannungen, die bei Bewegungen entstehen.

Die Handgelenksbewegung umfasst Dorsalextension, Palmarflexion, Radialabduktion und Ulnarabduktion, welche zu einer Zirkumduktion zusammengeführt werden können. Bei kraftvollem Umgreifen eines Gegenstandes und gleichzeitiger Durchführung einer Pronation oder Supination wird zusätzlich noch eine Rotation innerhalb von Karpus und Radiokarpalgelenk beobachtet [44].

Bei jeder dieser Bewegungen rotieren die Karpalia um ihre eigene helikale Achse, wobei sich diese in Extension und Flexion voneinander unterscheiden. Insgesamt ist ihr Bewegungsablauf abhängig von den angrenzenden Knochen, der Bewegungsrichtung und dem Bewegungsausmaß [72]. Die Knochenführung erfolgt durch Bänder und die Form der Gelenkflächen.

In Flexion dreht sich das Skaphoid wie die anderen Knochen der proximalen Reihe nach palmar. Während sich dabei das Kapitatum im Verhältnis zum Skaphoid weiter in diese Richtung beugt, findet beinahe eine Entkoppelung statt [72]. Das Lunatum führt einen kleineren Beu-

gungswinkel als das Skaphoid aus und bildet zu diesem einen Winkel von 30 ° [61]. Das Abgleiten beider Knochen nach dorsal wird durch die Ligamenta radiocarpale und intercarpale verhindert.

Die proximale Reihe kippt während der Extension nach hinten. Das Kapitatum, das Lunatum und das Skaphoid verkanten sich ineinander, um so Einheit zu bilden [72]. Die Bewegungen des Kahnbeines während des Vorganges werden durch die Ligamenta radioscap hocapitatum und collaterale carpi radiale begrenzt. Eine Zügelung der anderen Knochen erfolgt durch das Retinaculum flexorum und die palmaren Bänder.

Das Skaphoid richtet sich bei Ulnarabduktion auf, da es vom Lunatum, das seiner angestammten Bewegung in der Handwurzel folgt, in diese Richtung gezogen wird. Dabei rotiert es in einer transversalen helikalen Achse nach dorsal um das Ligamentum radioscap hocapitatum. Der ulnare Teil des proximalen Karpus verkürzt sich. Infolge dessen kommt es zu einer Verkippung innerhalb dieser Reihe [44, 61].

Bei Radialabduktion wird das Kahnbein durch das Mondbein nach palmar gedreht. Dabei wird es wieder durch das Ligamentum radioscap hocapitatum gezügelt. Dadurch wirkt es verkürzt. Im Gegensatz dazu richtet sich der ulnare Teil der Reihe auf. Folglich resultieren wieder unterschiedliche Höhen innerhalb der Handwurzel [44, 61].

I.2 Die Skaphoidfraktur

I.2.a Epidemiologie und Unfallmechanismus

Die meisten Patienten mit einer Kahnbeinfraktur sind junge, sportliche Männer, bei denen die größte altersbezogene Inzidenz zwischen 20 und 30 Jahren liegt [16, 30]. Ab einem Alter von 50 Jahren ist der Unterschied zwischen den Geschlechtern diesbezüglich aufgehoben [30]. Die Inzidenz in einem Jahr beträgt ca. 5/10 000 [60].

Die Skaphoidfraktur ist die häufigste Fraktur der Handwurzelknochen und die zweithäufigste des Handgelenkes nach der distalen Radiusfraktur [60].

Als Unfallmechanismus wird der Sturz auf die dorsal ausgestreckte Hand beschrieben. Das Kahnbein gerät durch die hintere Kante des Radius unter axialen Druck und kann diesem aufgrund des Os capitatum nicht ausweichen. Wegen der hohen Spannung in der palmaren Kortikalis und durch den dorsalen Druck des Radius bricht es schließlich [60, 3, 35]. Dabei ist die Stellung des Handgelenkes in der Frontalebene wichtig. Da bei Ulnarabduktion das Skaphoid aufgerichtet ist, wird in dieser Situation bei einem Sturz der proximale Teil belastet. Bei Radialabduktion ist das Kahnbein in gekippter Stellung. Daher frakturiert unter diesen Umständen eher der distale Anteil [16].

Weitere Ursachen der Kahnbeinfraktur können eine rückschlagende Kurbel sein oder seltener auch der Sturz auf die palmarflektierte Hand.

Insgesamt findet man 70% der Frakturen im mittleren, 20 % im proximalen und 10 % im distalen Drittel [58].

I.2.b Diagnostik

Klinische Untersuchung

Man schaut im Seitenvergleich nach Schwellungen, Deformierungen und Hämatomen in der Gegend des Kahnbeines. Weitere Zeichen sind Druckschmerz sowohl in der Tabatière als auch an der radialen Seite des Handgelenkes und am dorsalen und palmaren Anteil des Skaphoides. Ebenso kann nach Schmerzen durch Stauchung des Daumens oder des Zeigefingers und schmerzbedingte Bewegungseinschränkung bei Radialabduktion und Dorsalflexion gefahndet werden. Durch den Watson – Test, bei dem das Tuberculum scaphoideum mit dem Daumen des Untersuchers fixiert wird und das Handgelenk des Patienten ulnar – und radialabduziert wird, können ebenfalls Hinweise auf eine Skaphoidfraktur geliefert werden [60, 3]. Positiv ist er meistens auch bei Läsionen des Ligamentum scapholunatum.

Konventionelle Röntgenaufnahmen

Sie stehen an erster Stelle der technischen Untersuchungen bei Verdacht auf Skaphoidfraktur. Dabei wird das Kahnbeinquantett als Standardprozedur angewendet. Es setzt sich zusammen aus der unten erläuterten Stecheraufnahme, der Schreibfederaufnahme nach Schreck, bei der die Tuberositas des Kahnbeines gut dargestellt wird und die Hand in einem Winkel von 45 Grad zum Röntgenstrahl steht, der Aufnahme in Dorsalextension nach Bridgeman mit demselben Strahlengang, die den proximalen Pol des Skaphoides zur Geltung bringt, und der Aufnahme in Ulnarabduktion und 30 Grad Pronation [42, 60, 3]. Die posteroanteriore Projektion wird noch verbessert, indem man sie in Ulnarabduktion und mit der zur Faust geballten Hand durchführt. Diese Technik wird die Stecheraufnahme genannt. Auf diese Weise wird das Skaphoid extendiert und kommt parallel zum Röntgenfilm und orthograd zum Strahlengang zu liegen. In dieser Aufnahmetechnik kommt besonders die anatomische Taille zur Geltung. Der proximale Pol wird exponiert und die Stabilität des Ligamentum scapholunatum kann besser beurteilt werden [60, 36, 12]. In der lateralen Aufnahme ist das Tuberculum frei von Überlagerungen, aber der Rest des Knochens ist meistens durch die anderen Handwurzelknochen verdeckt und darum schlecht beurteilbar [12].

Wenn eine Fraktur auch mit dem Kahnbeinquantett nicht sicher ausgeschlossen werden kann, was manchmal der Fall ist, erfolgt bei fehlender Möglichkeit einer CT – oder MRT – Aufnahme eine Immobilisation für 14 Tage, damit ein undiagnostizierter Bruch nicht der Therapie entgeht. Nach diesem Zeitraum muss erneut geröntgt werden. [60, 36, 3, 56, 16, 48]. Es bleibt jedoch anzumerken, dass die ergänzende konventionelle Röntgendiagnostik bedingt durch die technische Weiterentwicklung bereits in vielen Häusern durch die CT in Dünnschicht – Technik abgelöst worden ist. Die CT hat sich zum Standard entwickelt (s.u.).

Knochenszintigrafie

Die 3 – Phasen – Szintigrafie mit 99m Technetium – Methylendiphosphonat kann schon innerhalb eines Tages, spätestens jedoch nach drei Tagen, eine Kahnbeinfraktur aufdecken. Es zeigt sich eine Anreicherung des Nuklides im verletzten Areal. In der ersten Phase kurz nach der Injektion wird der Blutzufuss dargestellt. Einige Minuten nach Gabe des Diagnostikums erfolgt die Ansammlung im umgebenden Weichteil. Nach insgesamt drei Stunden kann der Knochen dargestellt werden [48]. Da aber die Spezifität gering ist und die MRT – und die CT – Anwendung der Szintigrafie in der Diagnostik überlegen sind, gilt sie nicht als Standardverfahren und wird immer seltener genutzt [60].

Computertomografie

In Dünnschichtaufnahmen von 1 bis 2 mm können Frakturen entdeckt werden, die im konventionellen Röntgen nicht diagnostiziert werden. Besonders gut eignen sich Aufnahmen parallel zur Längsachse des Kahnbeines und hochauflösende Rekonstruktionen. Außerdem sollten axial zum Radiokarpalgelenk verlaufende Schichten untersucht werden. Der Vorteil liegt in der Dreidimensionalität, bei der das Ausmaß von Dislokationen beurteilt werden kann. Dies ist bei zweidimensionalen Verfahren teilweise sehr schwierig, wenn nicht gar unmöglich [60, 36, 3, 56, 16, 48]. Eine Diagnostik von Weichteilverletzungen wie Bandrupturen kann mit dieser Methode nicht durchgeführt werden.

Magnetresonanztomografie

Die MRT hat in diesem Fall mehrere Vorteile. Besonders hilfreich sind die T_1 – und STIR – Sequenzen in koronaren, schräg – sagittalen und axialen Schichten [36, 16, 48]. Dieses Verfahren mit seiner hohen Sensitivität und Spezifität untermauert die Diagnose einer Kahnbeinfraktur bei klinischem Verdacht und negativen konventionellen Röntgenbildern und dient zuverlässig der Ausschlussdiagnose [60, 10]. Es zeigt sich ein hyperintenses Knochenmarks-

ödem und eine dunkle, signalarme Frakturlinie durch die Kortikalis oder die Trabekel der Spongiosa. Die Darstellung dieser Frakturdetails gelingt aber nicht unbedingt, so dass Knochenkontusionen einen Bruch vortäuschen können [60, 36, 9]. Bei diesem Verfahren werden Bänder und sonstige Weichteile beurteilbar. Auf diese Weise kann dem Schmerz des Patienten eine Struktur besser zugeordnet werden. Von einer Veränderung des den Knochen umgebenden Gewebes kann aber nicht auf eine Kahnbeinfraktur geschlossen werden [2].

Ultraschall

Die hohe Auflösung moderner Geräte bietet die Möglichkeit, in einigen Fällen die Skaphoidfraktur zu diagnostizieren oder auszuschließen. Es werden in palmarer, lateraler und dorsaler Position des Schallkopfes laterale und axiale Schnittführungen durchgeführt. Man achtet auf Flüssigkeitsansammlung unter dem Periost oder auf eine Unterbrechung der Kortikalis [60, 28].

I.2.c Klassifikation

Eine Einteilung in verschiedene Frakturtypen kann die Prognose der Verletzung abschätzen helfen und die Festlegung einer Therapie erleichtern.

Bei der Skaphoidfraktur gelten folgende Instabilitätskriterien: Fragmentdislokation (entspricht einer Verschiebung von mehr als 1 mm oder einer Abwinkelung größer als 10 Grad), mehr als zwei Fragmente, Frakturspalt breiter als 1 mm oder Bandinstabilität [60, 16].

Die erste Einteilung des Kahnbeinbruches wurde von Russe vorgenommen und später von Taleisnik modifiziert [58]. Er gruppierte sie in horizontale Schrägfrakturen, Querfrakturen und vertikale Schrägfrakturen der Taille ein. Ausschlaggebend ist hierbei die Auswirkung der Kräfte, die auf den Bruchspalt einwirken. Deshalb sollen nach dieser Theorie die instabileren vertikalen Schrägfrakturen länger im Gips ruhig gestellt werden.

Herbert geht in seiner Klassifikation von stabilen und instabilen Frakturen aus und unterscheidet hierbei zwischen akuten Ereignissen, verzögerter Frakturheilung und der Pseudarthrose [26].

Typ A – Frakturen nach Herbert gelten als stabil, wobei A1 eine Fraktur des Tuberkulums und A2 eine nicht dislozierte oder unvollständige Fraktur der Taille beschreibt.

Typ B – Frakturen in dieser Klassifikation sind instabil. B1 ist eine Schrägfraktur des distalen Drittels, B2 eine dislozierte oder bewegliche Fraktur der Taille, B3 jegliche Fraktur des proximalen Poles, B4 bezeichnet einen Bruch mit Dislokation des Karpus und B5 Trümmerfrakturen.

Die verzögerte Frakturheilung wird als Typ C – Fraktur nach Herbert klassifiziert. In diese Kategorie fallen Frakturen, die nach sechs Wochen oder mehr Zeichen einer fehlenden oder mangelhaft knöchernen Durchbauung zeigen [26].

Unter den Typ D in dieser Einteilung fällt schließlich die Pseudarthrose. D1 beschreibt die fibröse Überbrückung, D2 eine frühe Deformierung der Pseudarthrose, D3 eine fortgeschrittene Deformierung mit Sklerosierung und D4 eine avaskuläre Nekrose mit einem fragmentierten proximalen Pol [19, 26].

Da der proximale Pol im konventionellen Röntgenbild gut sichtbar ist, können Frakturen dieses Knochenanteiles mit diesem Verfahren diagnostiziert werden, bei der Unterscheidung zwischen A2 –, B1 – und B2 – Frakturen ist die CT das geeignete Verfahren [36]. Sie ist auch hilfreich bei der Diagnosestellung der dorsalen proximalen Absprengung eines Knochenstückes, wobei im konventionellen Röntgen ein „Ring“ durch die Kortizes des abgebrochenen Fragmentes in entsprechender Höhe auf der posteroanterioren Aufnahme ausgemacht werden kann [29].

I.2.d Therapie

Stabile Frakturen

Ein Kriterium für die konservative Behandlung sind die anatomische Stellung und die Stabilität des Bruches.

Die nicht dislozierten A1 –, A2 – und B1 – Frakturen werden im allgemeinen konservativ im Unterarmgips behandelt. Die Ruhigstellungszeit beträgt sechs bis zwölf Wochen. Dabei sollte der Daumen in Oppositionsstellung mit eingegipst sein. Das Handgelenk steht in leichter Radialabduktion und Extension [60]. Bei verzögerter Heilung sollte die Immobilisationszeit verlängert werden. Wenn die Heilung nach drei Monaten noch nicht erfolgt ist, sollte auf ein operatives Verfahren umgestiegen werden, um zu lange Ruhigstellungszeiten zu vermeiden [60, 58].

Bei A2 – und B1 – Frakturen kann dem Patienten auch die operative Therapie empfohlen werden. Vorteile sind eine schnellere Rückkehr an den Arbeitsplatz und die in manchen Fällen kostengünstigere Therapie [46]. Es lässt sich kein Unterschied bezüglich der Therapieergebnisse im Vergleich zur konservativen Therapie feststellen [7].

Instabile Frakturen

Alle instabilen Frakturen werden operativ versorgt, da sich dadurch die Prognose verbessert. Dazu zählen auch Brüche, die sich nach Reposition nicht im Gips retinieren lassen. Frakturen

des Tuberkulums und der Taille werden über einen palmaren Schnitt versorgt, die des proximalen Poles über einen dorsalen [25].

Bei nicht dislozierten Brüchen erfolgt der Zugang minimalinvasiv. Dabei ist postoperativ je nach Stabilität der Osteosynthese meist keine Ruhigstellung im Gips erforderlich [60, 26, 36]. Die offene Operation ist die Therapie der Wahl bei Dislokation der Fragmente. Sehr instabile Frakturen erfordern zusätzlich zur Schraube die Verwendung eines Kirschner – Drahtes, um die Versorgung rotationsstabil zu machen. Bei Trümmerfrakturen wird meistens ein Spongiosaspan eingesetzt, der die Anatomie wieder herstellt und die Frakturheilung begünstigt. Dieser wird mit einer Schraube und einem Kirschner – Draht fixiert. Zusätzliche Luxationen der Handwurzelknochen verlangen außerdem eine Bandrekonstruktion. In solchen Fällen ist für die Heilung der Kapsel – Bandstrukturen eine Ruhigstellung zwischen zwei bis sechs Wochen die Regel [60, 36].

I.3 Die Herbert – Schraube

Die Besonderheit der Herbert – Schraube besteht in ihrem hantelförmigem Aufbau mit zwei Gewinden unterschiedlicher Steigung an jedem Ende. Dadurch wird eine Kompression auf die Fragmente ausgeübt. Dabei hat das führende Gewinde eine größere Steigung als das folgende. Außerdem hat diese Schraube keinen Schraubenkopf, so dass sie vollständig im Knochen versenkt werden kann. Somit werden die umliegenden Strukturen geschont. Eine Schraubenentfernung bei regelrechter Lage und komplikationslosem Verlauf entfällt [26].

Akute Frakturen und Pseudarthrosen sowohl des proximalen Poles als auch der Taille können mit der Original – Herbert – Schraube, die nicht kanüliert ist, und den weiter entwickelten kanülierten Systemen behandelt werden und zeigen unter dieser Therapie gute Ergebnisse [66, 8, 19, 27, 26, 20, 59, 52, 15, 36, 51, 49].

I.3.a Biomechanik

Die Original – Herbert – Schraube hat im Vergleich zu den sonst angewandten Schrauben eine niedrigere Kompressionskraft. Darum wird die Kompression auf die Fragmente von außen vor Einbringen der Schraube mit dem Jig ausgeübt, oder die Fragmente werden mit einem Kirschner – Draht in Position gehalten. Die Kräfte sind mit Eintritt der Schraube in den Knochen am größten und nehmen dann kontinuierlich ab [50, 39]. Innerhalb des Knochens dürfen sie nicht zu groß sein, da sonst seine trabekuläre Spongiosastruktur zerstört wird und die

Schraube dadurch an Halt verliert. Darum wurde der Unterschied der Gewindesteigungen nicht zu groß gewählt [27].

Materialbruch gibt es bei Ausübung von Biegekräften nicht. Es kommt aber *in vitro* schneller als bei anderen Schrauben zu einer Lockerung, wobei kanülierte Schrauben bei diesen Versuchen weniger Lockerungstendenzen zeigen [45, 65].

I.3.b Einbringen der kanülierten Herbert – Schraube

Kanülierte Schrauben bieten den Vorteil einer sichereren Platzierung über einen Führungsdraht. Die Position der Fragmente wird bei einer Versorgung des Knochens mit dem Implantat nicht verändert. Im Falle einer Fehllage besteht die Möglichkeit der Lagekorrektur durch den Kirschner – Draht vor Einbringen der Schraube, ohne den Knochen stark zu verletzen [66, 25].

Die Bohrhülse wird nach Entfernung des Weichteiles auf dem Knochen aufgesetzt. Dann wird der Führungsdraht, über den später die Schraube eingebracht wird, zentrisch in beiden Ebenen und senkrecht zur Fraktur eingebohrt. Dabei ist distal eine Position günstig, die im mittleren Drittel distal und leicht dorsal hinter dem Tuberkulum liegt, um so die Blutversorgung des Knochens und das Gelenk zwischen Kapitatum und Skaphoid zu schonen. Im proximalen Pol sollte der Draht radial und leicht volar der Insertion des mittleren Anteils des SL – Bandes zentrisch zu liegen kommen [43]. Eine mittige Lage der Schraube im proximalen Pol bei Frakturen der Taille bietet größere Stabilität als eine exzentrische, wobei diese Position bei dorsalem und volarem Zugang gut erreicht werden kann [11, 40]. Der Führungsdraht wird bis in die Kortikalis des gegenüberliegenden Poles gebohrt, darf sie aber nicht durchbrechen. Ein weiterer Fixationsdraht kann zur Stabilisierung verwendet werden. Die Länge der Schraube wird mit einer Messhülse, die über den Führungsdraht geschoben wird, gemessen und im Bohrer eingestellt. Nach Bohren des Loches wird die Schraube über den Draht eingeführt und so lange eingedreht, bis das Gewinde leicht unter der Knochenoberfläche zu liegen kommt, wobei die gegenüberliegende Kortikalis nicht durchbrochen werden darf, da sonst Kompressionskraft verloren geht [63]. Die Kontrolle der einzelnen Schritte und der endgültigen Lage erfolgt mit dem Bildverstärker.

Die Schraube sollte die oben beschriebene axiale Position haben und fest im Knochen liegen. Die Gewinde dürfen nicht in der Fraktur positioniert sein, um die Kompression zu gewährleisten, und die angrenzenden Gelenke bzw. der Knorpel des Kahnbeines dürfen nicht dauerhaft durch Perforation geschädigt werden [63, 66, 19, 1, 59]. Die Fraktur sollte anatomisch korrekt reponiert sein, um ein gutes Behandlungsergebnis zu garantieren.

I.3.c Die Darstellung des liegenden Implantates in der Bildgebung

Die Beurteilung der Lage der Herbert – Schraube im Skaphoid erweist sich als schwierig. Intraoperativ erfolgt die Kontrolle mit dem Bildverstärker in mehreren Ebenen, die aber besonders im lateralen Strahlengang wegen starker Überlagerungen nicht immer sehr zuverlässig ist. Bei einer Kontrolle mit Hilfe konventioneller Röntgentechnik kann es ebenfalls zu Fehlinterpretationen kommen [14, 67]. Empfohlen werden mindestens Aufnahmen im posteroanterioren Strahlengang in Ulnarabduktion, im lateralen Strahlengang, in 45° Pronation und in 45° Supination [14].

Die Computertomografie in axialer und sagittaler Schnittführung dient der Beurteilung der Implantatlage bei Komplikationen wie beispielsweise verzögerter Frakturheilung und gibt Zusatzinformationen über knöchernen Durchbau der Fraktur und Position der Fragmente [62]. Selbst bei liegender Schraube ist eine Diagnostik mit der Magnetresonanztomografie möglich. Hierbei kann im Vergleich mit anderen Knochen die Durchblutung abgeschätzt werden. So kann zwischen avaskulärer Nekrose oder einer verzögerten Frakturheilung unterschieden werden [37, 21]. Des Weiteren sind die Implantatlage und die Fragmente beurteilbar.

I.4 Dreidimensionale Bildgebung mit einem modifizierten Bildverstärker

I.4.a Bildauflösung und Strahlenbelastung

Der Siremobil Iso C – 3D der Firma Siemens Medizintechnik beruht auf der Technik einer C – Bogen – Röntgenanlage. Es können wie bei dieser Durchleuchtungsbilder und Subtraktionsangiografien durchgeführt werden. Man kann zusätzlich einen dreidimensionalen Datensatz in Form von Schnittbildern in x –, y – und z – Achse generieren.

Die Standardeinstellungen des Iso C – 3D sind im 3D – Modus für kleine Gelenke mit 59 kV und 1,9 mA und für große Gelenke mit 63 kV und 3,4 mA vorgegeben. Unter diesen Bedingungen ist die Bildauflösung bei der Untersuchung mit einem Hochkontrastphantom in der x – Achse und der y – Achse vergleichbar mit der der Spiral – CT bei Bildern, die mit einer Schichtdicke von 1 – 3 mm und einem Tischvorschub von 2 – 3 mm angefertigt werden. Was die z – Achse betrifft, bietet der Iso C – 3D gegenüber alten Computertomografen Vorteile, da in der CT erst Daten für die axiale Ebene akquiriert und dann daraus die fehlenden Ebenen mittels Rekonstruktion ergänzt werden, wohingegen in der Bildgebung durch den Iso C – 3D die Schnittbilder simultan berechnet werden [54, 33, 55, 38]. Bei den modernen CT – Geräten tritt dieser Nachteil nicht mehr auf.

Bei Aufnahmen mit dem Hochkontrastphantom entspricht das Dosislängenprodukt (mGy*cm)

im Bereich des Protokolls für kleine Gelenke dem der Niedrigdosis – CT bei 1 mm und 2 mm Schichtdicke. Bei Anwendung der Dosis für große Gelenke überschreitet es jedoch diese Werte erheblich, liegt aber immer noch unter der Hälfte der Dosis einer Standard – CT für einen 10 cm langen Abschnitt der Lendenwirbelsäule [54, 38].

I.4.b Anwendungsmöglichkeiten

Wichtig für die Bildqualität der Aufnahmen mit dem Iso C – 3D ist die Lagerung im Isozentrum des Strahlenganges und ein nicht zu starker Weichteilmantel [54, 55]. Deshalb ist die Darstellung der Gelenkkonturen und der inneren und äußeren Kortikalis der peripheren Gelenke wie zum Beispiel Ellenbogengelenk, Handgelenk, Kniegelenk und Sprunggelenk unproblematisch. Die Darstellung der Spongiosa ist jedoch eingeschränkt. Das Hüftgelenk ist noch in seinen Konturen erkennbar. An der Wirbelsäule sind die Umrisse der einzelnen Wirbelkörper und die Weite der Bandscheibenräume zu sehen. Hier ist der umgebende Weichteilmantel für die bessere Bildgebung hinderlich, so dass die Knochenbälkchen nicht mehr ausreichend abgebildet werden. Das Schultergelenk kann aufgrund seiner Anatomie nicht aufgenommen werden, da man es nicht isozentrisch lagern kann und bei der Aufnahmesequenz das Gerät mit dem Körper des Patienten kollidiert [54, 55, 38]. Der Iso C – 3D kann auch am Gesichtsschädel eingesetzt werden. Hier liefert er gute Ergebnisse, scheitert aber an feinen Strukturen wie beispielsweise den Knochensepten [24].

Unter Berücksichtigung der oben genannten Aspekte ist eine Frakturdiagnostik mit dem Iso C – 3D – Bildverstärker möglich. Man kann das Ausmaß der Gelenkbeteiligung, die Ausdehnung und den Verlauf einer Fraktur und die Anzahl der Fragmente feststellen. Dazu zählen auch kleinere Absprengungen und Stufenbildungen [34, 33]. Die Frakturspaltbreite spielt eine untergeordnete Rolle, da bei harter Fensterung auch dann noch eine ausreichende Diagnostik möglich ist, wenn der Frakturspalt makroskopisch nicht mehr sichtbar und die Stufe in der Kortikalis nicht mehr tastbar ist [55, 38].

Bei der Anwendung von Metallimplantaten ist die Bildung von Streifenartefakten zu berücksichtigen. Darunter leidet zwar die Bildqualität, aber einzelne Knochenstrukturen können dennoch genügend dargestellt werden [24, 18, 38]. Die Beurteilung der Implantatlage bei Anwendung am Talus ist dadurch nur geringfügig beeinträchtigt. Die Resultate entsprechen denen der CT – Aufnahmen [18]. Dies bestätigt sich auch in der klinischen Anwendung bei Fuß – und Sprunggelenkstraumata [53, 57].

Navigierte Operationsverfahren können mit dem Iso C – 3D ebenfalls durchgeführt werden. Hierbei werden intraoperativ dreidimensionale Datensätze gewonnen, die diese Methode un-

empfindlich gegen Lageveränderungen des Untersuchungsobjektes machen. Die Ergebnisse sind durchaus vergleichbar mit den CT – navigierten Verfahren, wie sie momentan üblich sind [17].

II. Material und Methoden

II.1 Präparate

Für diese Studie standen zehn anatomische formalinfixierte Präparate in Form von Händen und Unterarmen zur Verfügung. Es handelte sich um sechs rechte und vier linke obere Extremitäten, von denen zwei Paare von den jeweils gleichen Leichen stammten. Es wurde kein Unterschied zwischen weiblichen und männlichen Präparaten gemacht. Die Skaphoide waren nicht frakturiert. Es gab keinerlei augenfällige Pathologie.

II.2 Die Implantate und deren Einbringung

II.2.a Implantate

Es wurden Schrauben des Headless Bone Screw System der Firma Martin Medizintechnik, Tuttlingen mit der Standardkompressionsstufe benutzt. Diese Schrauben sind angelehnt an die von Herbert entwickelte Kahnbeinschraube, sind aber im Gegensatz dazu kanüliert und haben ein selbstschneidendes Gewinde.

II.2.b Zugangswege

Neun Präparate wurden über einen offenen palmaren Zugang versorgt, eines über einen dorsalen.

Der palmare Schnitt erfolgte in der Mitte des Tuberculum scaphoidei von distal nach proximal. Er wurde distal schräg Richtung Basis des Daumens weitergeführt, der Längsschnitt führte entlang der radialen Seite des Musculus flexor carpi radialis von distal nach proximal über das Radiokarpalgelenk in einer Länge von circa 2 cm. Danach erfolgte die Präparation auf den Knochen, um eine Übersicht über das Kahnbein und das Skaphotrapezotrapezoidalgelenk zu gewinnen.

Der dorsale Schnitt erfolgte entlang der Sehne des Musculus extensor pollicis longus distal des Tuberculum dorsale radii (Lister). Unter Schonung der Strecksehnen wurde auf das Skapholunargelenk präpariert und so der proximale Pol dargestellt.

II.2.c Einbringen der Implantate

Die Verschraubung der Kahnbeine erfolgte gemäß der Operationsanleitung der Firma Martin Medizintechnik mit dem mitgelieferten Instrumentarium.

Nach zentralem Aufsetzen der Bohrhülse auf das zu fixierende Ende des Knochens wurde die dazugehörige Reduzierhülse in diese eingeführt. Dann bohrte man mit einem Akkubohrer

(Bosch, Stuttgart) einen eingespannten Kirschnerdraht mit 1 mm Durchmesser, der als Führungsdraht diente, unter Bildverstärkerkontrolle bis in die gegenüber liegende Kortikalis. Bei zufriedenstellendem Ergebnis wurde fortgefahren, ansonsten fand eine Wiederholung des Vorganges statt.

Um die korrekte Schraubenlänge zu ermitteln, wurde eine dazu gehörige Messhülse über den Führungsdraht geschoben und diese an der dort eingearbeiteten Skala abgelesen. Nach Entfernung der Reduzierhülse erfolgte das Einstellen der Bohrtiefe am mitgelieferten Handbohrer, welcher dann über den Führungsdraht geschoben wurde. Nachdem der Bohrvorgang abgeschlossen worden war, wurde die Schraube mit der korrekten Länge mit dem Handschraubendreher über den Kirschnerdraht in den Knochen eingebracht. Beim Anschlag des Schraubendrehers an die Bohrhülse wurde diese beiseite gelegt. Das Entfernen des Führungsdrahtes erfolgte schließlich, sobald die Schraube fest im Knochen verankert worden war. Anschließend wurde das Implantat ganz im Kahnbein versenkt.

Die Kontrolle der Schraubenlage erfolgte mit der Bildverstärkerfunktion des Siremobil Iso C – 3D im lateralen und anteroposterioren Strahlengang im konventionellen zweidimensionalen Modus mit der vom Hersteller vorgegebenen Einstellung der radiologischen Parameter.

II.3 Die Bildgebung

II.3.a Konventionelles Röntgen

Die Aufnahmen erfolgten mit dem Röntgengerät Philips Super 80 CP. Die Entfernung der Röhre von der Kassette betrug 1,10 m. Die Filme wurden im posteroanterioren Strahlengang mit einer Röhrenspannung von 55 kV und einem Röhrenstrom von 5,0 mAs, im lateralen mit 55 kV und 8,0 mAs belichtet unter Verwendung von Standardfilmen der Firma Agfa.

II.3.b Bildgebung mit dem Siremobil Iso C – 3D

Geräteigenschaften

Für diese Arbeit stand ein Prototyp des Siremobil Iso C – 3D der Firma Siemens AG zur Verfügung. Abbildung 3 Seite 29 zeigt ein Bild des Gerätes.

Das Gerät kann wie die konventionellen Bildverstärker Bilder im Durchleuchtungsmodus und digitale Subtraktionsbilder herstellen. Durch Zuschaltung eines optionalen Modus besteht die Möglichkeit, einen dreidimensionalen Datensatz zu erstellen, indem man den C – Bogen um ein Isozentrum rotieren lässt. Dabei wird der Bogen kontinuierlich durch einen integrierten Motor um 190° um ein Zentrum gedreht, wobei in jeweils demselben Winkelabstand insge-

samt 100 Bilder aufgenommen werden. Aus den einzelnen Projektionen errechnet ein angeschlossener Computer einen Datenwürfel mit einer Kantenlänge von 11,9 cm. Gleichzeitig kann der Fortschritt der Datenakquisition am linken Monitor betrachtet werden.

Der an den Prototyp angeschlossene Rechner verwendet ein Dual – Prozessor – System (2*Pentium III 800 MHz, 512 MB RAM). Er liest gespeicherte Dateien, führt die Rekonstruktion der dreidimensionalen Bilder durch und ermöglicht die Betrachtung der Schnittbilder. Als Betriebssystem dient Windows NT 4.0 (Microsoft, Redmont, USA).

Die Betrachtung der Rekonstruktionen erfolgt an dem angeschlossenen rechten Monitor, der in vier Fenster aufgeteilt ist. Im oberen linken ist die Durchleuchtung zu sehen, in den übrigen dreien die Schnitte in der x –, y –, und z – Achse. Die einzelnen Schichten können zeitgleich durchfahren werden. Ebenso kann der Helligkeitsgrad sowie der Kontrast verstellt werden. Auf dem linken Monitor wird das aktuelle Projektionsbild angezeigt.



ABBILDUNG 3: Siremobil Iso C – 3D in der Vorderansicht mit Rechnereinheit und Bildschirmen [73]

Der Bildverstärker hat eine Bildmatrix von 512*512 Pixeln, aus denen der Computer bei der Rekonstruktion der dreidimensionalen Bilder eine Matrix von 256*256*256 isotropen Voxeln berechnet. Die Voxelgröße beträgt 0,46 mm. Die Akquirierung der Daten dauert 120 sec, wobei die Vervollständigung der Rekonstruktionen 20 sec zusätzlich in Anspruch nimmt.

Durchleuchtung

Bei der Durchleuchtung wurde die Belichtung von der Automatik gesteuert und betrug in der Ausgangseinstellung 49 kV und 0,5 mAs.

Gemäß der Situation im Operationssaal war es den Beobachtern möglich, die Präparate eigenhändig unter dem C – Bogen zu durchleuchten. Dabei waren 36 Beobachtungen nicht abgeblendet, weitere 44 erfolgten mit Blende, in diesem Fall mit üblichen Röntgenschürzen, um eine Kontrasterhöhung zu erreichen.

3D – Bildgebung

Hier war die dreidimensionale Bildgebung mit dem Prototypen des Iso C – 3D von Interesse. Die Ausgangsröhrenspannung betrug 49 kV, der Röhrenstrom 0,5 mAs und wurde während des Scans von der Maschine nach Bedarf automatisch geändert.

Während der zuvor stattgefundenen Aufnahmen war das Präparat auf einer Platte aus röntgendurchlässigem Material gelagert worden, um eine Artefaktbildung auszuschließen.

II.3.c Computertomografie

Als letztes wurden den Beobachtern die Präparate in der Computertomografie zur Beurteilung vorgelegt. Die Aufnahme der Präparate erfolgte mit dem Somatom Plus 4 (Siemens, Erlangen) in axialer und sagittaler Ebene. Die berechnete Schichtdicke betrug 1mm. Die Röhrenspannung betrug 120 kV, der Röhrenstrom 70 mA. Der Tischvorschub betrug 2mm, die Rotationsdauer 1 sec. Als Algorithmus für die Rekonstruktion wurde AB 90 gewählt. Die Bilder wurden an einer gängigen Konsole (Magic View VA31 Version Cs, Siemens, Erlangen) im Knochenfenster befundet.

II.4 Datenakquirierung

II.4.a Beobachter und Präsentation der Modalitäten

Ein Interviewer befragte vier Radiologen (Ärzte in Weiterbildung) und vier Chirurgen mit traumatologischer Erfahrung (ein Facharzt, drei Ärzte in Weiterbildung). Er füllte den Fragebogen nach den Angaben der Gutachter aus, stoppte gleichzeitig die Länge des Interviews und stand für technische Fragen zur Verfügung. Bezüglich der Präparate und über die tatsächliche Lage der Schrauben waren alle Beteiligten verblindet.

Es wurde anfangs die Modalität mit dem niedrigsten und am Ende die Modalität mit dem höchsten Informationsgehalt präsentiert.

Somit wurden zunächst die Röntgenbilder zur Beurteilung vorgelegt. Sie wurden an einem Alternator in zufälliger Reihenfolge gezeigt.

Dann folgten der abgeblendete und der nicht abgeblendete Bildverstärker. Die Durchleuchtungsdauer wurde mit einer Stoppuhr gemessen. Hier konnten die Beobachter die Präparate unter dem C – Bogen frei drehen und sie am Monitor gemäß der Situation im Operationssaal beurteilen. Die Reihenfolge hier war ebenfalls zufällig.

An dritter Stelle stand die dreidimensionale Bildgebung mit dem Prototypen des Iso C – 3D. Die Befragten bekamen die Bilder, die vor dem Interview nach Einbringen der Herbert – Schraube aufgenommen worden waren, in beliebiger Abfolge zur Beurteilung auf dem Monitor gezeigt. Sie durften Helligkeit und Kontrast beliebig verändern und die einzelnen Schichten in den verfügbaren Standardachsen während der Beobachtung frei wählen.

Schließlich wurde als zur Zeit hochwertigste Bildgebung, die postoperativ als Kontrolle der Herbert – Schraube im Skaphoid eingesetzt wird, die CT präsentiert. Die Betrachter konnten zwischen Bildern im Knochenfenster, multiplanaren Rekonstruktionen in zusätzlichen Ebenen und hartgerechneten Bildern wählen.

II.4.b Verifizierung der Schraubenlage

Nachdem die Untersuchungsserie beendet worden war, wurde die tatsächliche Schraubenlage verifiziert, indem die Skaphoide aus dem Handgelenk herauspräpariert wurden. Der reale Gelenkschaden, der fotografisch dokumentiert wurde, und die Bildgebung wurden in derselben Codierung festgehalten. Überstehende Gewinde wurden mit einer Schublehre in ihrer Länge gemessen.

II.4.c Fragebogen

Die Daten wurden mit einem standardisierten Fragebogen erhoben (siehe Anhang Tabellen 22 – 26 Seite 107 - 109). Dieser wird im folgenden erklärt werden. Weitere Auswertungsskalen, deren Grundlage die bei den Interviews gesammelten Aussagen sind, werden durch zusätzliche Tabellen am Ende des Kapitels dargestellt werden.

Der Fragebogen umfasst eine Vorlage, auf der das Kahnbein in posteroanteriorer und lateraler Ansicht skizziert ist (siehe Anhang Abbildung 83 und 84 Seite 105 und 106). Die Bilder wurden einem Operationsatlas entnommen und angepasst [47]. Die Herbert – Schraube ist hier unterschiedlich im Skaphoid dargestellt, wobei jede einzelne durch eine eigene Zahl verschlüsselt wird. Diesen Code verwendeten die Befragten bei der Angabe der Schraubenlage. Dabei wird die Gesamtposition (Punkt I.1) und die Position im distalen und im proximalen

Pol (Punkt I.2) berücksichtigt. Eine Aussage über die Perforation einer der beiden Pole oder der Taille wird ebenfalls gefordert. In diesem Fall soll der Beobachter das Ausmaß der Perforation im Sinne von Knorpel- oder Knochenbeteiligung angeben, wobei er den zugehörigen Knochen mit benennen soll (Punkt „Gelenkbeteiligung“). Diese wird durch einen Code mit einer Nominalskala dargelegt (Tabelle 1 und 2 Seite 32 und 33).

Im zweiten Teil wird eine Aussage über die Qualität der Schraubenlage gefordert (Punkt II). Im Falle einer Revisionspflichtigkeit oder einer Unmöglichkeit eines Urteils soll der Beobachter eine Begründung nennen, die im Freitext notiert und bei der Auswertung sinngemäß codiert wird (Tabelle 3 und 4 Seite 33, Tabelle 5 Seite 34).

Der darauf folgende Punkt III fordert eine Stellungnahme in Bezug auf die Qualität der dargestellten Bilder. Es soll angegeben werden, ob sie ausreichend ist, um das Urteil, das man vorher abgegeben hat, zu halten, oder zu seiner Sicherung eine weitere Bildgebung erforderlich ist.

An letzter Stelle (Punkt IV) steht die subjektive Bildqualität. Hierbei soll zu der Abbildungsgüte von Kortikalis, Spongiosa, Bildrauschen und Artefakten Stellung genommen werden. Dazu steht eine Ordinalskala zur Verfügung, welche direkt dem Fragebogen entnommen wird (Tabelle 26 Seite 109). Die einzelnen Noten werden aufsummiert und die Bildgebungen miteinander verglichen.

TABELLE 1: Nominalskala Gelenkbeteiligung proximal

Gelenkbeteiligung proximal	
0	Keine Knorpelbeteiligung
1	Knorpel des Skaphoides verletzt
2	Knorpel des Lunatums verletzt
3	Knorpel des Radius verletzt
4	Beide Knorpel verletzt
5	Knochen des Lunatums verletzt
6	Knochen des Radius verletzt
7	Beide Knochen verletzt
8	Keine Angabe möglich

TABELLE 2: Nominalskala Gelenkbeteiligung distal

Gelenkbeteiligung distal	
0	Keine Knorpelbeteiligung
1	Knorpel des Skaphoides verletzt
2	Knorpel des Trapezium verletzt
3	Knorpel des Trapezoid verletzt
4	Beide Knorpel verletzt
5	Knochen des Trapezium verletzt
6	Knochen des Trapezoid verletzt
7	Beide Knochen verletzt
8	Keine Angabe möglich

Die Beobachter sollten bei Diagnose einer Gelenkbeteiligung das Ausmaß angeben. Bei der Auswertung wurden diese Aussagen zu oben stehender Nominalskala zusammen gefasst.

TABELLE 3: Nominalskala Revisionspflichtigkeit proximal

Revisionspflichtigkeit proximal	
1	Gelenkbeteiligung
2	Proximaler Anteil unzureichend gefasst
3	Taille verletzt
4	Schraube zu lang
5	Biomechanische Aufgabe nicht erfüllt

TABELLE 4: Nominalskala Revisionspflichtigkeit distal

Revisionspflichtigkeit distal	
1	Gelenkbeteiligung
2	distaler Anteil unzureichend gefasst
3	Taille verletzt
4	Schraube zu lang
5	Biomechanische Aufgabe nicht erfüllt

Bei Erkennen einer Revisionspflichtigkeit sollten die Befragten eine Begründung nennen. Dieses wird ebenfalls in einer Nominalskala verschlüsselt.

TABELLE 5: Nominalskala „keine Angabe möglich“

Begründung „keine Angabe möglich“	
1	Proximaler Pol nicht beurteilbar
2	Distaler Pol nicht beurteilbar
3	Grenzwertige Schraubenlage
4	Ebene der Aufnahme nicht verwertbar
5	Proband wagt aufgrund seiner Kenntnisse kein Urteil
6	Ganzer Knochen nicht abgrenzbar

Die Gutachter sollten nicht zwingend eine Aussage zur Qualität der Schraubenlage machen. Unter Angabe des Grundes konnte ein Urteil verweigert werden. Die Codierung erfolgt nach oben stehender Tabelle.

II.4.d Aussagenverknüpfungen

Um die Konsequenzen der Aussagen zu prüfen, wurden verschiedene Aussagen sinnvoll verknüpft. Dazu wurden drei zusätzliche ordinalskalierte Verschlüsselungen entworfen, die nach einem bereits vorhandenen Codiersystem modifiziert wurden [71].

Die erste beschreibt den Zusammenhang, ob der vom Beobachter genannte Revisionsgrund mit dem tatsächlichen übereinstimmt und ob er überhaupt ein erneutes Einbringen der Schraube gefordert hätte (Tabelle 6 Seite 35). Richtig liegt er dann, wenn er zumindest ein vorhandenes Kriterium zur erneuten Operation genannt und die Revision gefordert hat. Als nicht richtig bezeichnet die Skala die Forderung einer erneuten Implantateinbringung mit falscher Begründung der Fehllage. Wenn der Gutachter den Revisionsgrund nicht sieht und zusätzlich eine schlechte Schraubenlage als gut bewertet, wird dies als falsch gewertet.

Die nächste Skala untersucht, ob die Interviewten die Notwendigkeit zur Revision erkannt haben und inwieweit eine weitere Bildgebung subjektiv für notwendig gehalten wurde (Tabelle 7 Seite 35). Wenn sie die Notwendigkeit zu einer weiteren Intervention erkennen und die gegebenen Bedingungen für ausreichend ansehen, wird das Urteil als sicher gewertet. Als unsicher gilt eine Aussage, bei der der Beobachter zwar eine Revisionspflichtigkeit sieht, aber eine weitere Bildgebung fordert. Eine weitere Möglichkeit, nicht falsch, bezeichnet die Feststellung, dass der Proband zwar die Notwendigkeit einer erneuten Implantateinbringung nicht diagnostiziert, sich aber mit dem gegebenen Verfahren nicht zufrieden gibt. Eine übersehene inakzeptable Lage der Schraube und eine nicht geforderte weiterführende Bildgebung wird als falsch gewertet.

Umgekehrt sollte auch geprüft werden, ob man eine sehr gute oder akzeptable Implantatlage in den einzelnen Verfahren feststellen kann. Die einzelnen Aussagen werden in ähnlicher

Weise wie oben gewertet (Tabelle 8 Seite 36).

TABELLE 6: Skala Verknüpfung objektiver Revisionsgrund und subjektive Revisionsnotwendigkeit

1	Revisionsgrund richtig, Revision gefordert
2	Revisionsgrund falsch, Revision gefordert
3	Revisionsgrund nicht erkannt, Revision nicht gefordert

Nach der Präparation wurde geprüft, ob der Beobachter den richtigen Revisionsgrund genannt und eine Revision gefordert hatte. Die Zusammenschau dieser Aussagen wird in einer Ordinalskala zusammen gefasst. Die schlechteste Wertung ergibt eine Verknüpfung von nicht erkannter Revisionspflicht und nicht geforderter Revision.

TABELLE 7: Skala Revisionspflichtigkeit und weiterführende Bildgebung

1	Urteil sicher	Revisionspflichtigkeit erkannt, keine weitere Bildgebung
2	Urteil unsicher	Revisionspflichtigkeit erkannt, weitere Bildgebung
3	nicht falsch	Revisionspflichtigkeit nicht erkannt, weitere Bildgebung
4	Urteil falsch	Revisionspflichtigkeit nicht erkannt, keine weitere Bildgebung

Nach Feststellung der Schraubenlage wurde erhoben, inwiefern die Gutachter erkannt hatten, ob ein Objekt eine inakzeptable Schraubenlage hatte und ob er eine weitere Bildgebung gefordert hatte. Die beiden verknüpften Punkte wurden dann in einem Notensystem gewertet.

TABELLE 8: Skala sehr gute/akzeptable Lage und weiterführende Bildgebung

1	Urteil sicher	sehr gute/akzeptable Lage erkannt, keine weitere Bildgebung
2	Urteil unsicher	sehr gute/akzeptable Lage erkannt, weitere Bildgebung
3	nicht falsch	sehr gute/akzeptable Lage nicht erkannt, weitere Bildgebung
4	Urteil falsch	sehr gute/akzeptable Lage nicht erkannt, keine weitere Bildgebung

Die Sicherheit des Urteiles bei einer guten Schraubenlage ist ebenfalls Gegenstand der Studie. Die Bewertung spiegelt sich in einer Ordinalskala wieder, bei dem das Erkennen einer guten Schraubenlage und der Forderung nach weiterer Bildgebung verschlüsselt werden.

II.5 Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mit den Programmen SPSS 12.0.1 (SPSS GmbH, München), Microsoft Excel 2000 9.0 (The Microsoft Corporation, Redmont, USA), Data Desk und MANET, einer Forschungssoftware [68], vorgenommen.

SPSS wurde dazu verwendet, die Mittelwerte und Mediane der einzelnen Zeitspannen und der Bildqualität zu berechnen. Außerdem wurden mit dieser Software die Häufigkeitstabellen, die dazugehörigen Grafiken und die Box Plots dieser Arbeit erstellt.

Mit Excel wurden die Sensitivität und die Spezifität der einzelnen Bildgebungen ermittelt. Es wurde jeweils der Vergleich mit der Präparation angestellt. Überprüft wurde die Lage im distalen und proximalen Pol im Hinblick auf die Perforation und des weiteren, inwieweit die einzelnen Verfahren die Lage der Schraube in oder außerhalb der Pole darstellen können. Von weiterem Interesse war auch der Bezug des Implantates zur Taille des Kahnbeines.

Data Desk wurde für die weiteren statistischen Berechnungen verwendet. Hiermit wurden die Varianzanalysen, der F-Test und der posthoc-Test nach Scheffé durchgeführt. Dieser Test wird nach Überprüfung der Mittelwerte mit einem F-Test angewandt, falls sie sich unterscheiden. Da er hochkonservativ ist, kann man davon ausgehen, dass andere Tests ebenfalls signifikant sind.

MANET diente der Darstellung der gelinkten Spineplots und der Mosaikplots, mit denen die Bildgebungen verglichen wurden. Ein Spineplot hat den Vorteil, dass verschieden große Stichproben verglichen werden können, da ein Säulendiagramm erstellt wird, bei dem die einzelnen Säulen gleich hoch sind, deren Breite aber der jeweiligen Anzahl der Beobachtungseinheiten angepasst wird. Die hervorgehobenen Anteile können somit direkt miteinander

verglichen werden. Ein Mosaikplot ist ähnlich aufgebaut. Hier wird eine Verknüpfung mehrerer Variablen durch ein Rechteck dargestellt, das der Anzahl Fälle in dieser Kombination entspricht.

Bei den Testverfahren und Analysen wurde das Signifikanzniveau α in üblicher Weise festgelegt, d.h. $\alpha = 0,1$ heißt schwach – signifikant, $\alpha = 0,05$ bedeutet signifikant, $\alpha = 0,01$ entspricht hoch – signifikant und $\alpha = 0,001$ steht für höchst – signifikant [70].

III. Ergebnisse

III.1 Präparation und Bildgebung

Die Präparation der Kahnbeine samt der Implantate ist die Grundlage der Befundobjektivierung. Auf diese Weise werden die tatsächliche Schraubenlage und die Gelenkbeteiligung festgestellt. Im folgenden Abschnitt werden die tatsächliche Schraubenlagen aufgeführt werden. Außerdem werden auch beispielhaft einzelne Bildgebungen gezeigt und besprochen werden.

III.1.a Präparate

Eine Übersicht der folgenden Ergebnisse ist im Anhang Tabelle 27 Seite 110 zu sehen.

Das Präparat 12198 re zeigte nach Entfernung der umliegenden Strukturen eine Fehllage der Schraube. Hier war der proximale Pol überschritten, der distale Anteil der Schraube befand sich überhaupt nicht im vorgesehenen Pol, sondern streifte diesen nur diskret (siehe Abbildung 4 und 5 Seite 39). Eine sehr groteske Schraubenposition fand sich bei dem Objekt 13098 re. Hier lag das Implantat überhaupt nicht im Skaphoid, sondern im angrenzenden SL – Spalt auf der proximalen und im Trapezium auf der distalen Seite (siehe Abbildung 14 – 16 Seite 42). Dabei war der Abdruck des Gewindes deutlich im Lunatum zu sehen (siehe Abbildung 16 Seite 42). Das Präparat 2598 war ebenfalls nicht zufriedenstellend. Das Implantat stand dorsal aus dem Radius heraus (siehe Anhang Abbildung 85 und 86 Seite 111). Distal war es komplett im Pol. Auch bei dem Skaphoid 452000 li zeigte sich eine Implantatlage, die eine erneute Schraubeneinbringung erfordert hätte. Proximal war die Knorpelgrenze derart überschritten, dass die Funktion der Hand eingeschränkt gewesen wäre. Distal war der Knorpel des Trapeziums minimal verletzt (siehe Anhang Abbildung 87 und 88 Seite 111). Das Präparat 462000 li wäre, was die Schraubenperforation betrifft, akzeptabel gewesen. Hier waren beide Gewinde im Knochen versenkt (siehe Abbildung 39 und 40 Seite 50), aber die Schraube selbst lag zu exzentrisch. Das Objekt 462000 re wies eine gute Lage auf. Das Implantat befand sich vollständig im Knochen. Die Position innerhalb des Skaphoides war gut. Eine kleine Knorpelabhebung im proximalen Pol schien vom Kirschnerdraht herzurühren, distal gab es keinen Überstand (siehe Abbildung 42 und 43 Seite 52). Inakzeptabel war die Nummer 682000 li. Die Herbert – Schraube zog am palmaren Anteil des proximalen Kahnbeines vorbei direkt in den SL – Spalt. Distal lag das Gewinde noch im äußersten Abschnitt des Tuberkulums, griff dort aber überhaupt nicht (siehe Anhang Abbildung 89 – 91 Seite 112). Das Präparat 7699 li war ebenfalls revisionspflichtig. Proximal lag die Schraube im Skaphoidknorpel, es gab dort eine kleine Knorpelabhebung, wo das Gewinde des Implantates

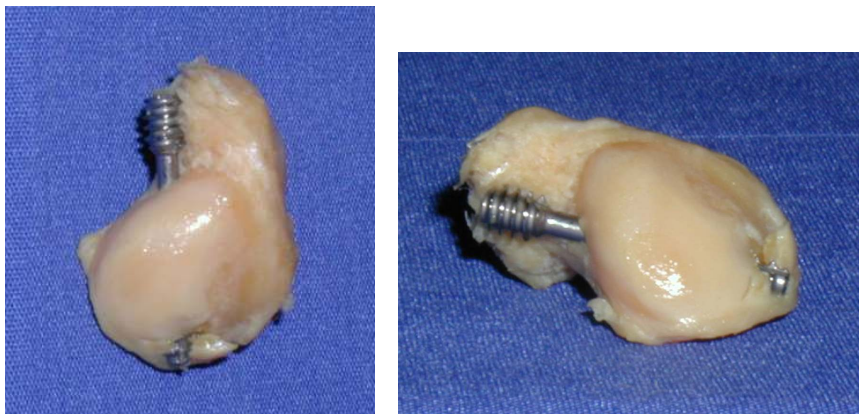
im Knochen lag. Distal lag die Schraube so weit außerhalb des Kahnbeines, dass das Trapezium im knorpeligen Anteil verletzt war (siehe Abbildung 37 Seite 49). Eine gute Implantatlage lieferte 7699 re. Hier war proximal nichts von der Schraube zu sehen, ein minimaler distaler Überstand betraf nur den Kahnbeinknorpel, so dass dieses Präparat als akzeptabel angesehen wurde (siehe Abbildung 35 Seite 48). Nach Entfernung der Weichteile von 8097 re zeigte sich eine Position der Schraube, welche als schlecht angesehen werden musste. Proximal lag die Schraube dorsal der Radiuskante und hätte so die Funktion des Handgelenkes beeinträchtigt, distal war die Schraube im Pol versenkt (siehe Abbildung 25 und 26 Seite 45).

III.1.b Bildgebungen

Vergleich verschiedener Bildgebungen anhand von Beispielen

Präparat Nr. 12198 re

ABBILDUNG 4, 5: Fotografie



Die Abbildung von dorsal und ulnar des Präparates zeigt, dass die Schraube den distalen Pol nur streift. Sie liegt im proximalen Pol und tritt an der Taille aus. Am handgelenksnahen Anteil steht sie leicht über.

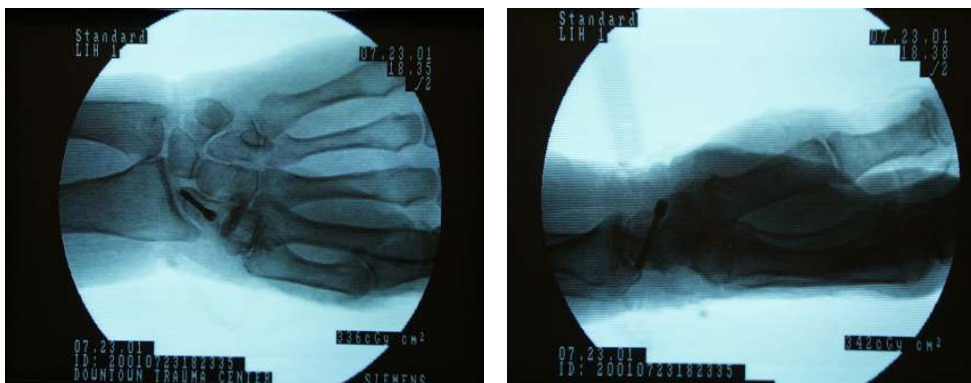
Bildgebende Verfahren**ABBILDUNG 6, 7: Konventionelles Röntgen****ABBILDUNG 8, 9: Bildverstärker**

ABBILDUNG 10, 11: Iso C – 3D

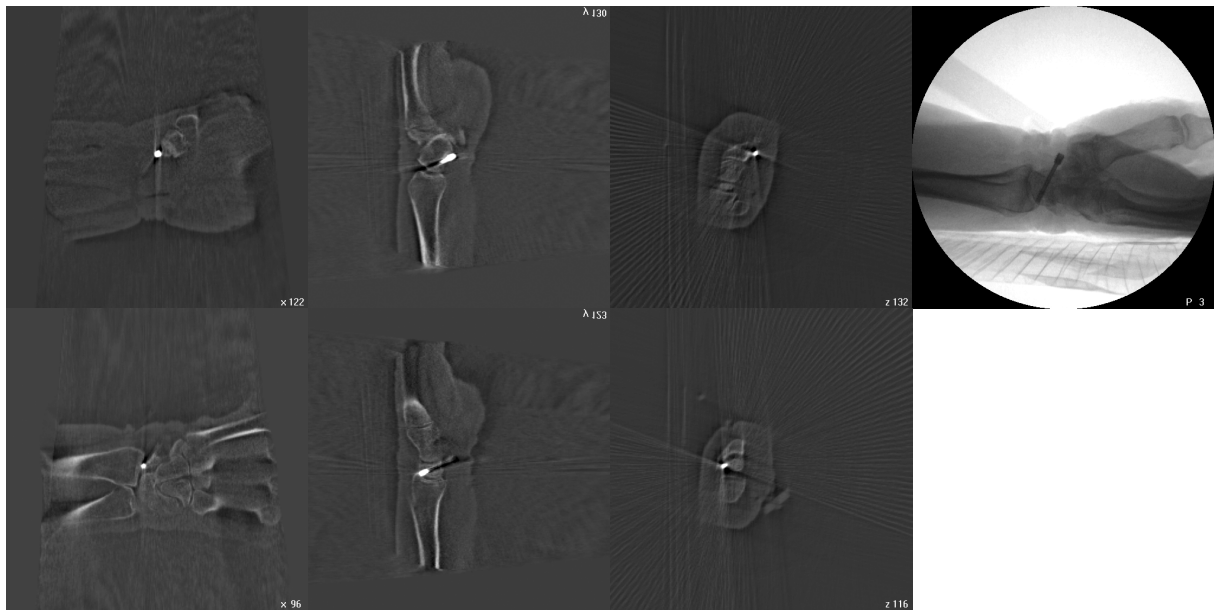
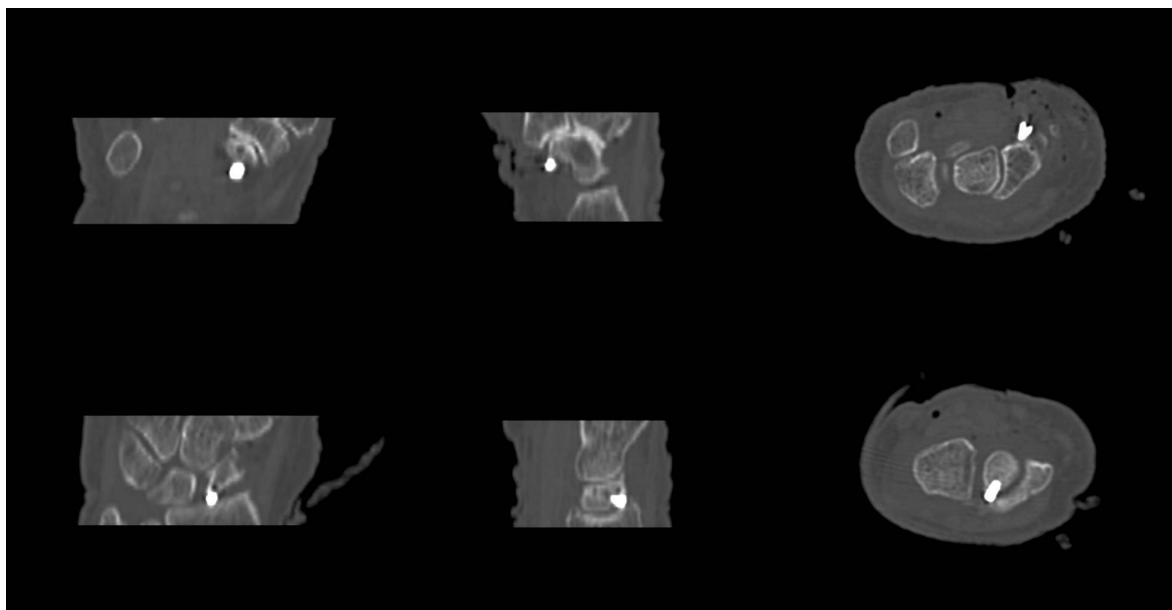


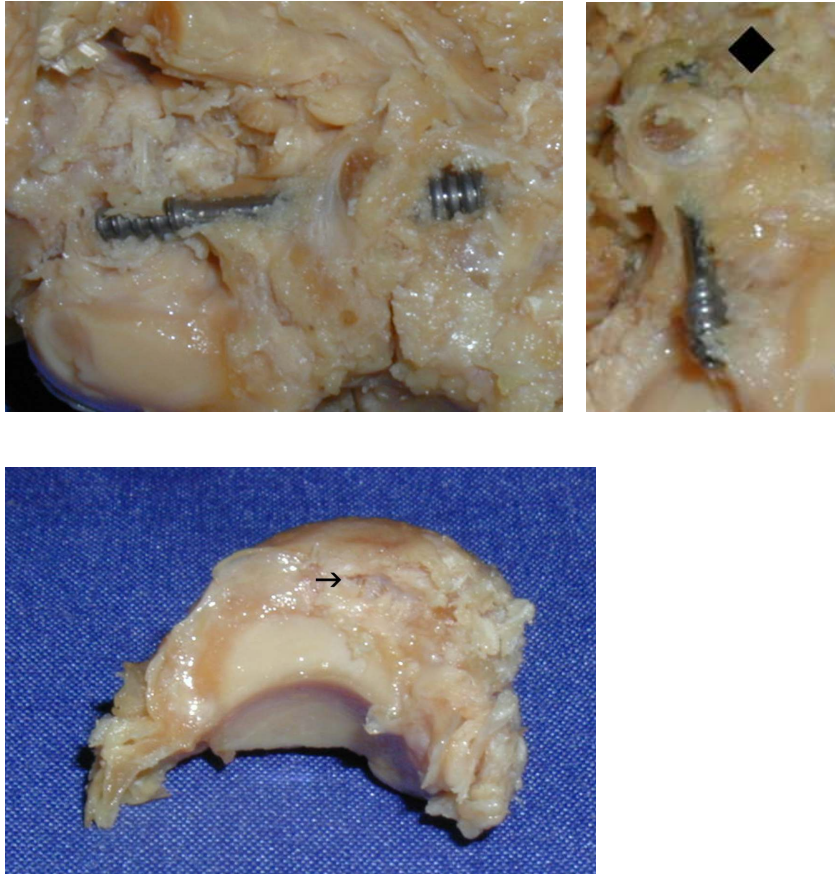
ABBILDUNG 12, 13: CT



Auf der vorherigen Seite ist das Präparat 12198 re im konventionellen Röntgenbild und im Bildverstärkerbild abgebildet. Auf dieser Seite sieht man es in der Iso C – 3D – Bildgebung und in der CT als Schnittbilder und als Projektion. Der distale und der proximale Anteil des Skaphoides sind herausgearbeitet.

Präparat Nr. 13098 re

ABBILDUNG 14, 15, 16: Fotografie



Die Bilder zeigen eine Schraube, die mit ihrem proximalen Ende im SL – Spalt und mit dem distalen Gewindekopf im Os trapezium liegt (Ansicht von palmar und proximal). Das Gewinde im Trapezium wird durch die Raute markiert. Der Pfeil im dritten Bild zeigt den Abdruck des Schraubenanteiles im Lunatum von radial.

Bildgebende Verfahren

ABBILDUNG 17, 18: Konventionelles Röntgen



ABBILDUNG 19, 20: Bildverstärker

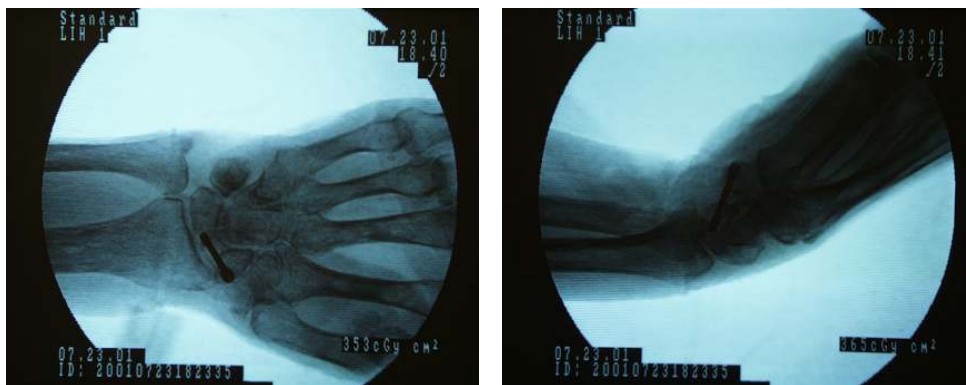


ABBILDUNG 21, 22: Iso C – 3D

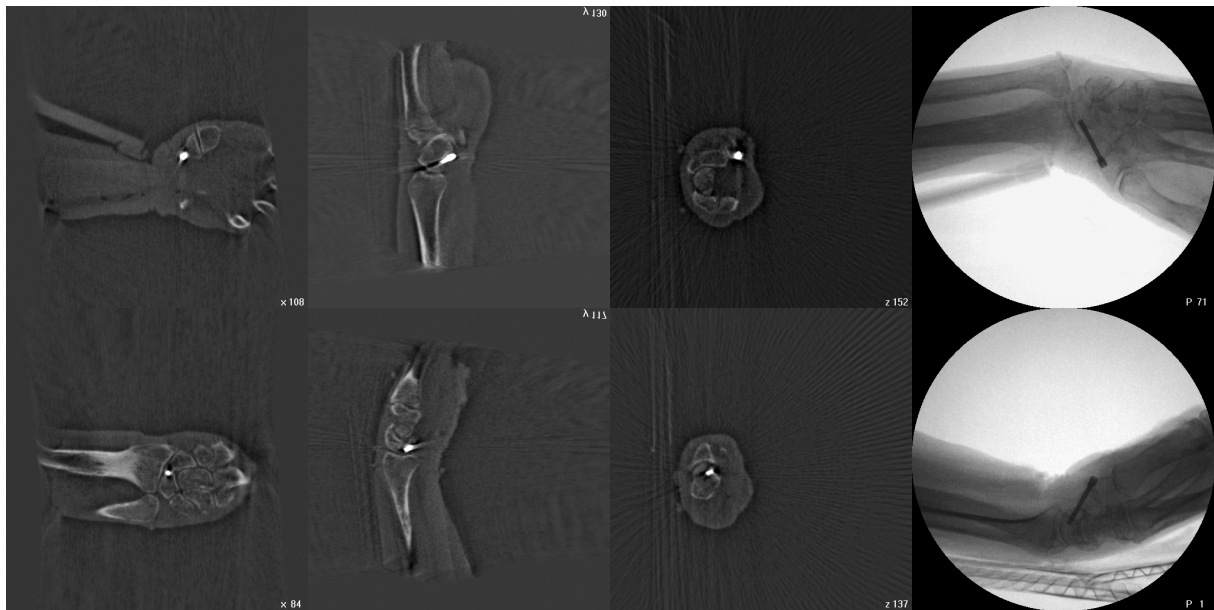
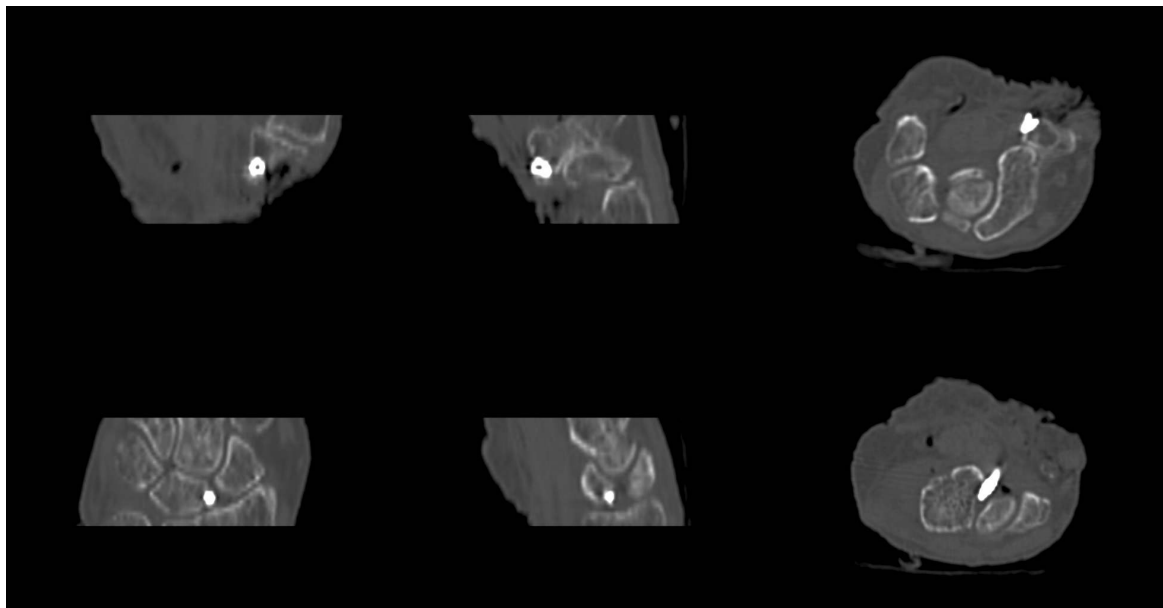


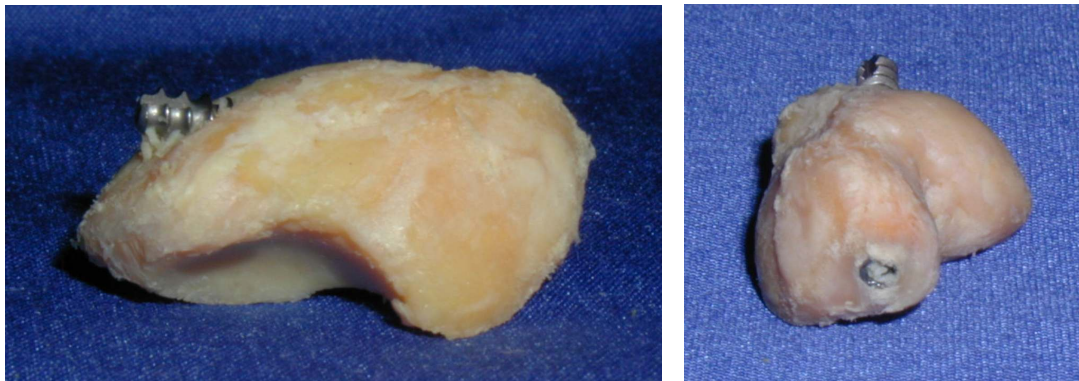
ABBILDUNG 23, 24: CT



Die vorige Seite zeigt das Präparat im konventionellen Röntgenbild und im Bildverstärkerbild. Die mittlere Serie zeigt das Objekt in der Iso C – 3D – Bildgebung als Schnittbild und als Projektion. Unten sind die CT – Bilder dargestellt.

Präparat Nr. 8097 re

ABBILDUNG 25, 26: Fotografie



Proximal steht das Implantat am dorsalen Teil des Skaphoides. Am distalen Pol ist die Schraube vollständig im Pol versenkt. Die Verletzung des Knorpels ist auf das Einbringen des Osteosynthesematerials zurück zu führen. Ansicht von schräg dorsal und von distal.

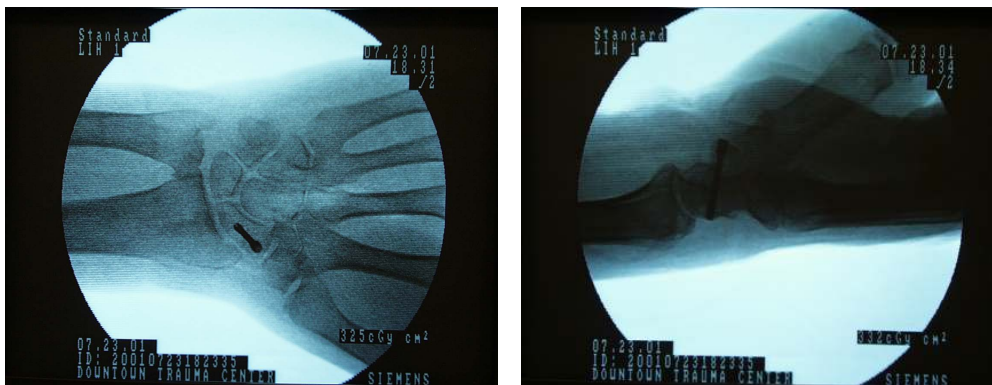
Bildgebende Verfahren**ABBILDUNG 27, 28: Konventionelles Röntgen****ABBILDUNG 29, 30: Bildverstärker**

ABBILDUNG 31, 32: Iso C – 3D

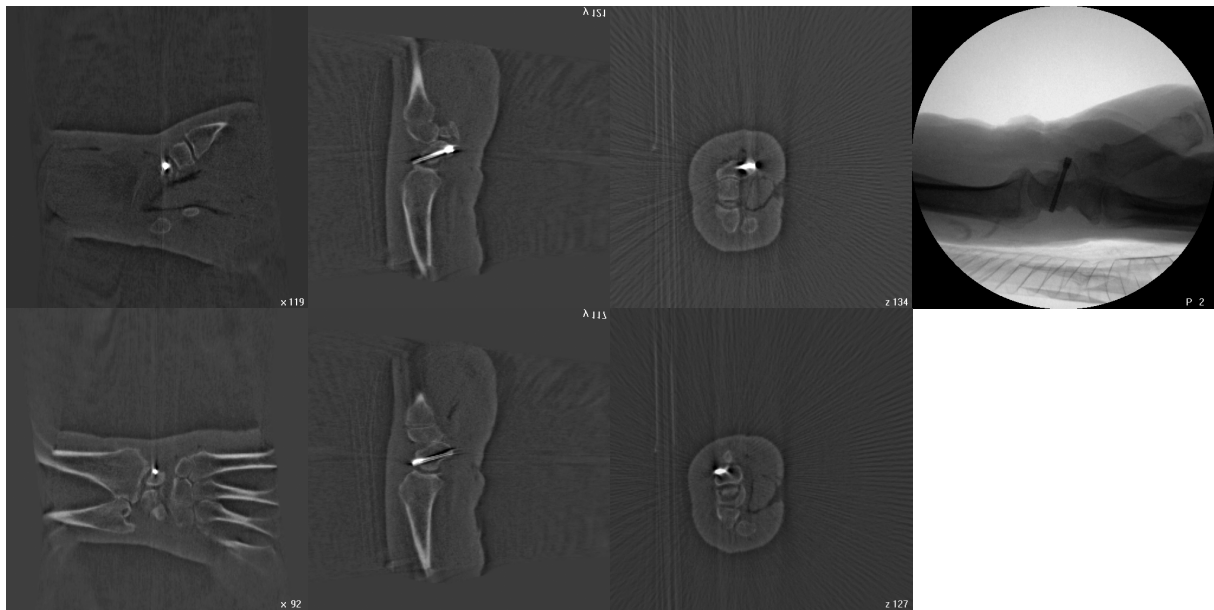
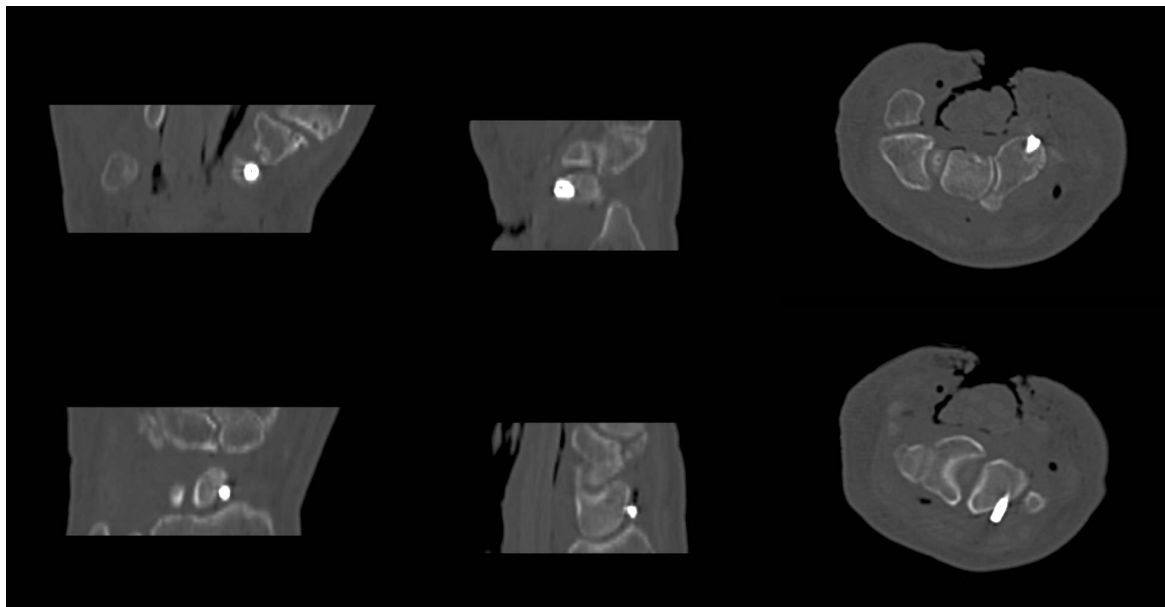


ABBILDUNG 33, 34: CT

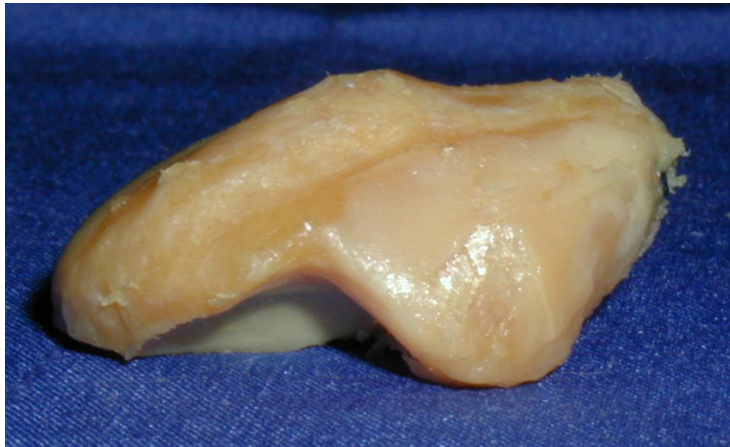


Die Bilder auf der Seite vorher zeigen die Bildgebung im konventionellen Röntgen und im Bildverstärker. Auf dieser Seite sind oben die Aufnahmen des distalen und proximalen Poles in der Iso C – 3D -Modalität abgebildet. In derselben Reihenfolge werden beide Pole in der CT dargestellt.

Schichtbilder des Iso C – 3D am Beispiel der Präparate 7699 re und 7699 li

Präparat Nr. 7699 re

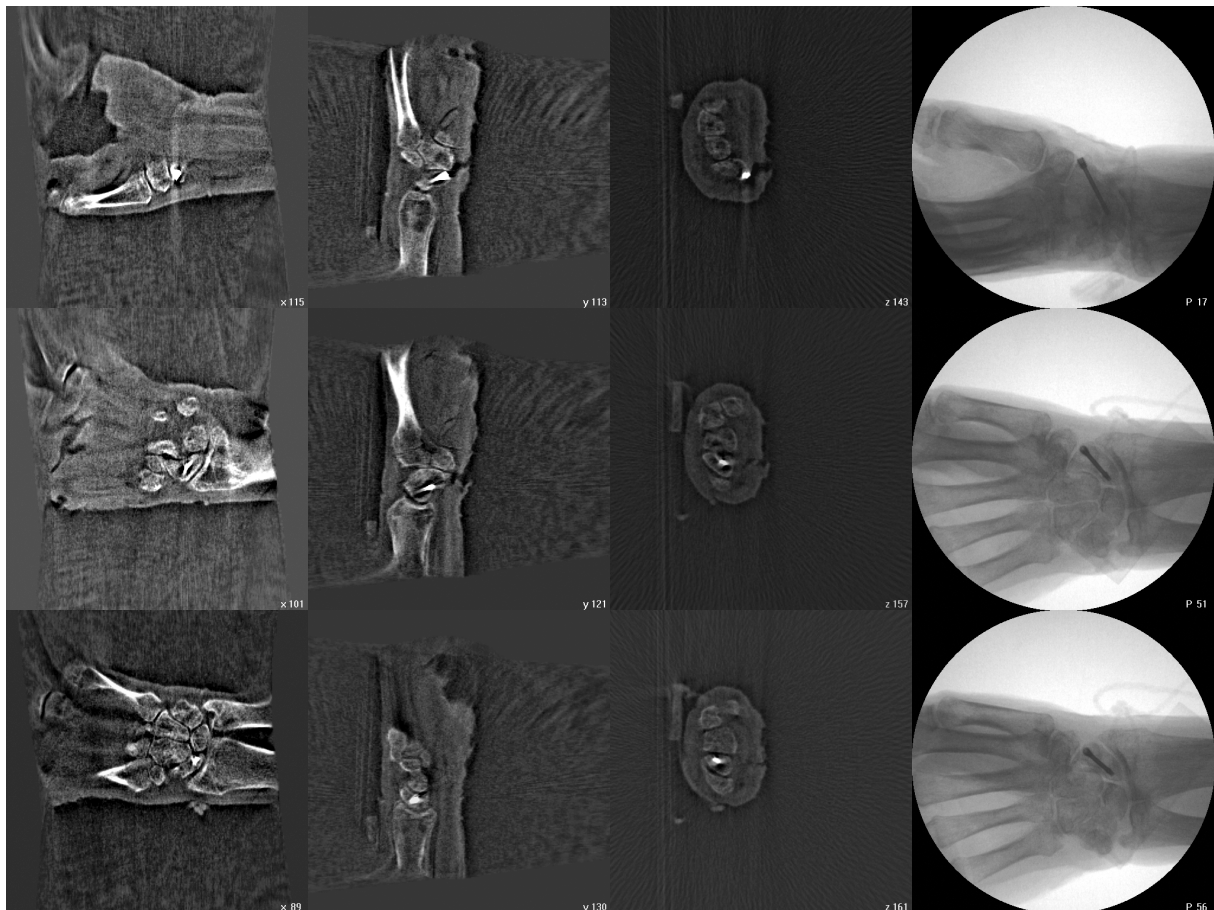
ABBILDUNG 35: Fotografie



Diese Schraube wurde als akzeptabel angesehen. Das Implantat steht im distalen Anteil des Knochens minimal über (0,4 mm). Im proximalen Pol ist keine Verletzung vorhanden. Ansicht von schräg - dorsal.

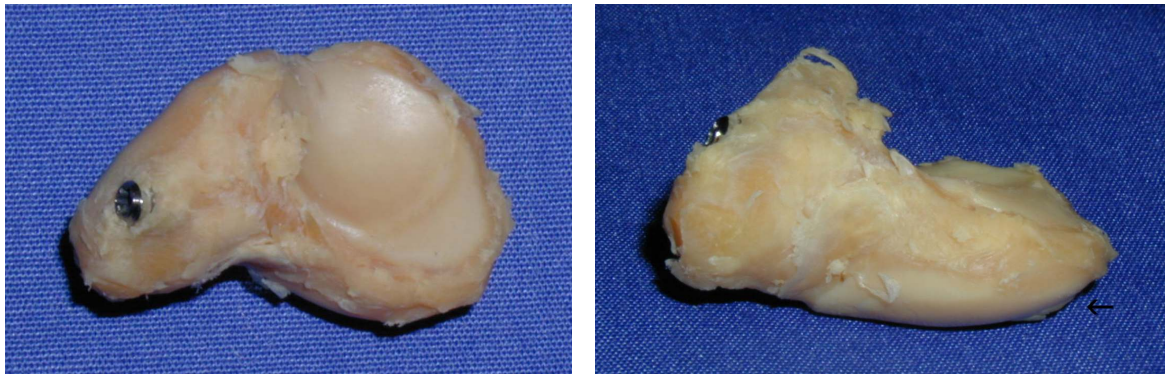
Die Abbildung unten zeigt die Ansicht des distalen Pols, der Taille und des proximalen Pols als Schnittbilder und in der Projektion.

ABBILDUNG 36: Siremobil Iso C – 3D: Schnittbilder und Projektionen



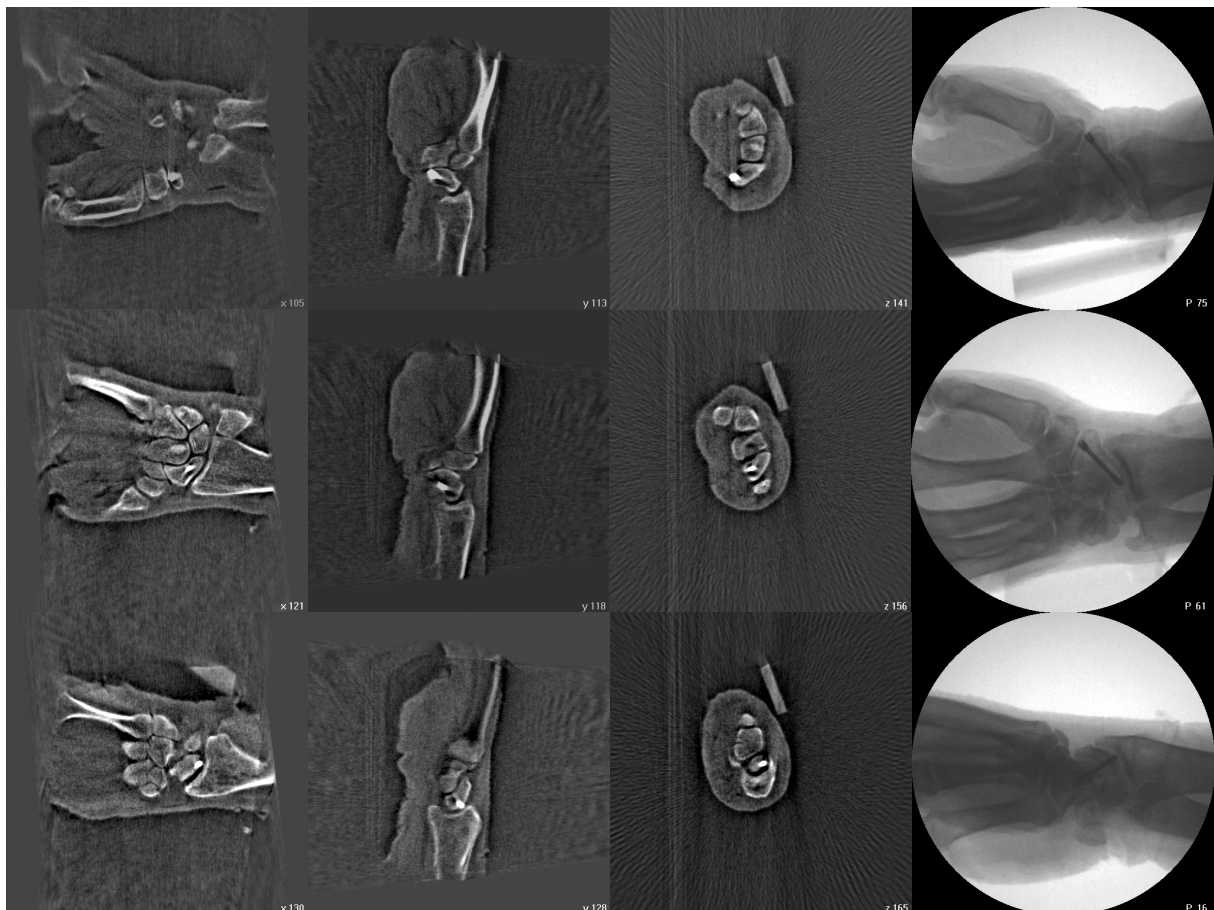
Präparat Nr. 7699 li

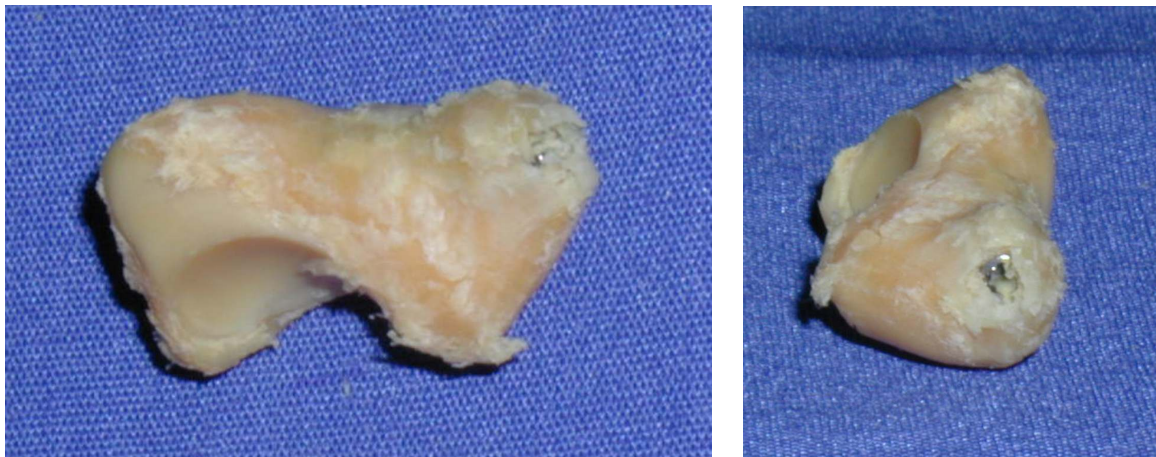
ABBILDUNG 37: Fotografie



Dieses Präparat wurde als revisionspflichtig angesehen. Distal stand das Implantat so weit über, dass der Knorpel des Os trapezium verletzt wurde (0,58 mm). Im proximalen Anteil ist eine Knorpelabhebung des Kahnbeines durch das Schraubengewinde zu sehen (Pfeil) (Ansicht von ulnar und palmar). Unten sind Projektionen und Schnittbilder des Iso C – 3D in der Reihenfolge distaler Pol – Taille – proximaler Pol abgebildet.

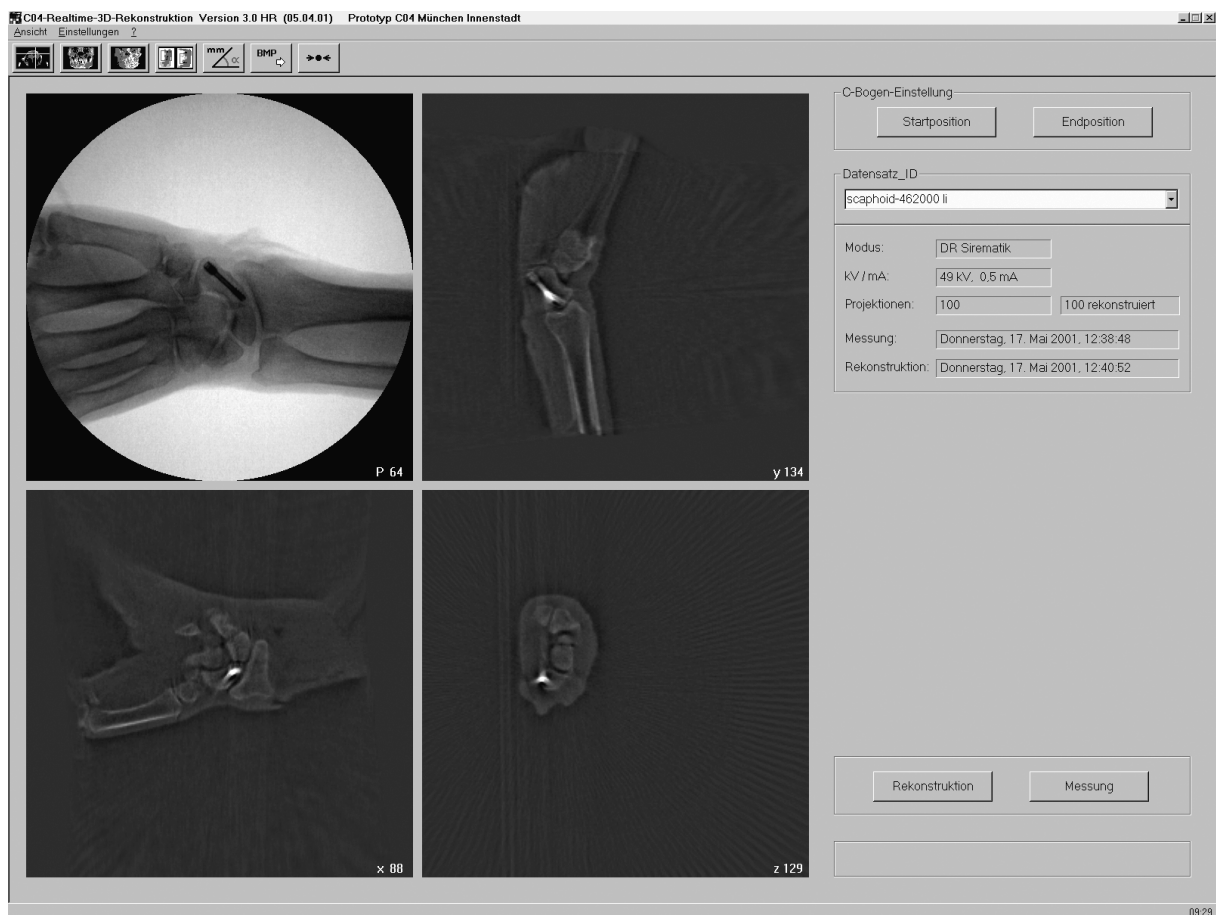
ABBILDUNG 38: Siremobil Iso C – 3D: Schnittbilder und Projektionen



Übersicht über den Monitor des Iso C – 3D bei den Präparaten 462000 li und 462000 re**Präparat Nr. 462000 li****ABBILDUNG 39, 40: Fotografie**

Die Lage des Implantates wäre, was die Perforation angeht, akzeptabel gewesen. Wegen der zu exzentrischen Lage wurde sie aber als revisionspflichtig angesehen (Ansicht von palmar und distal). Unten ist eine Abbildung des Monitorbildes, wie es während der Arbeit mit dem Iso C – 3D genutzt wird. Links sieht man die Projektion und drei Ebenen der Schnittbilder, rechts sind technische Daten aufgeführt.

ABBILDUNG 41: Übersicht über den Monitor



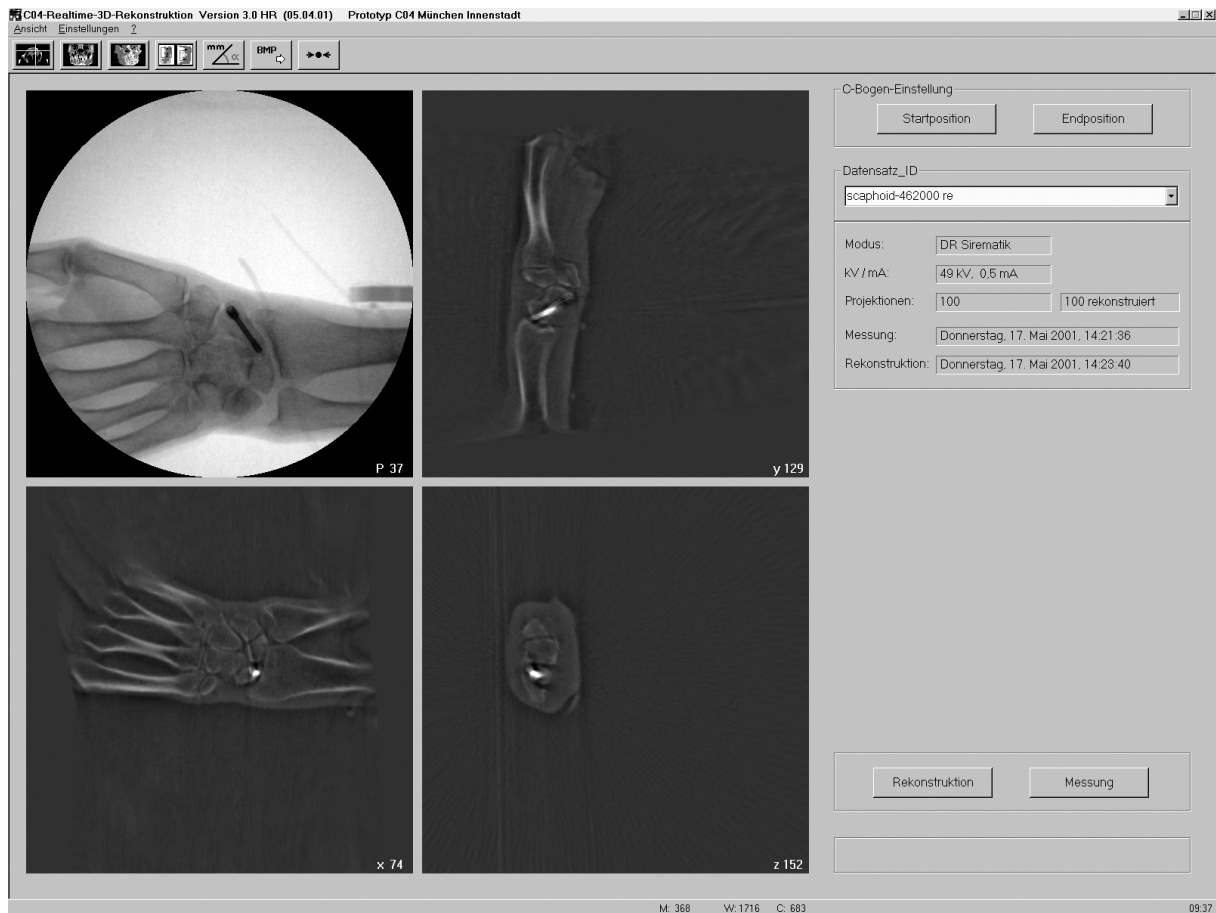
Präparat Nr. 462000 re

ABBILDUNG 42, 43: Fotografie



Dieses Präparat wurde als akzeptabel angesehen. Eine kleine Knorpelabhebung am proximalen Pol rührt wohl vom Kirschnerdraht her (Pfeil). Das Implantat steht nirgends über.

ABBILDUNG 44: Übersicht über den Monitor



III.2 Auswertung

Die nun folgende Auswertung erfasst die gesammelten Daten. Es muss jedoch beachtet werden, dass die Daten der beiden Kategorien „BV – nicht abgeblendet“ und „BV – abgeblendet“ sich in ihrer Anzahl von den übrigen Daten unterscheiden.

III.2.a Zeit

Ausfüllen der Fragebögen

Die Zeit während der Beobachtung der Objekte wurde gestoppt, um zu eruieren, ob es einen Unterschied zwischen den einzelnen Verfahren gibt. Die Ergebnisse sind in der Tabelle 9 Seite 55 aufgeführt. Hierbei ist noch hervor zu heben, dass bei den Bildverstärkerverfahren auch die Durchleuchtungszeiten der einzelnen Objekte hinzukamen. Selbst unter diesen Bedingungen muss man zugeben, dass sich die Verfahren in einer Varianzanalyse nicht signifikant unterscheiden. Die Ausreißer kann man anfänglichen Unklarheiten und Rückfragen an den Interviewer bei der Beantwortung des Fragebogens zuschreiben. Um sie zu relativieren, wurde auch der Median berechnet. Ein Boxplot verdeutlicht noch einmal, wie nah die einzelnen Werte beieinander liegen und wie regelmäßig sie sich um den Median gruppieren (siehe Abbildung 45 Boxplot Beobachtungszeit Seite 55).

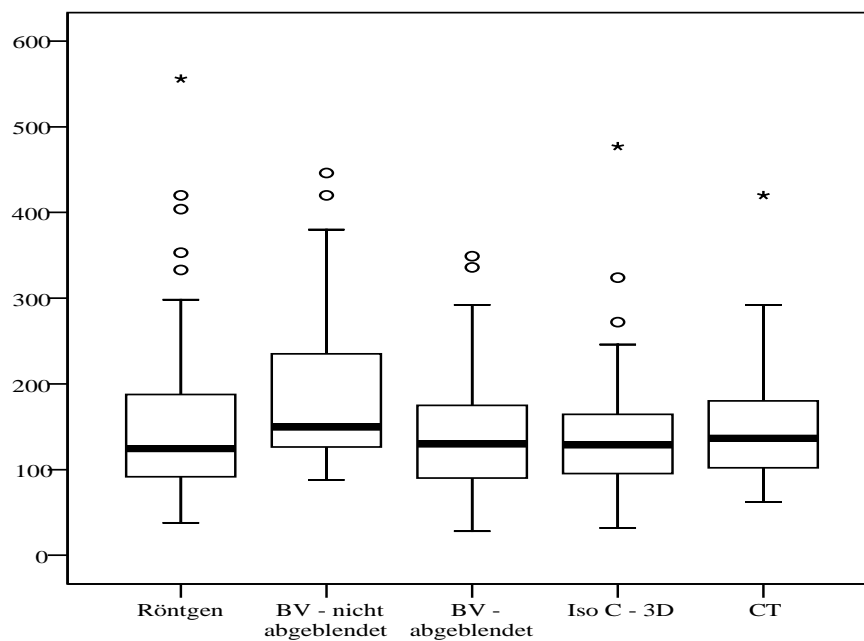
Vergleich zwischen abgeblendetem und nicht abgeblendetem Bildverstärker

Um zu sehen, ob es eine Qualitätsverbesserung sowohl objektiv als auch subjektiv zwischen einem abgeblendetem und nicht abgeblendetem Bildverstärker gibt, wurden einige Präparate während der Durchleuchtung mit Bleischürzen umgeben. Dabei wurde auch die Dauer der Durchstrahlung gemessen. Beide Verfahren zeigen keinen signifikanten Unterschied bei der Messung. Die abgeblendete Version wird aber als angenehmer empfunden. (siehe Tabelle 10 Seite 56) Der Box – Plot zeigt einen minimalen Unterschied der Mediane auf, die Spannweite unterscheidet sich aber sehr, da die Beobachter ohne „Blende“ länger durchleuchten müssen, um eine klare Aussage treffen zu können (siehe Abbildung 46 Boxplot Durchleuchtungszeit Seite 56). Daraus resultierend ergibt ein Varianztest aber nur einen schwach signifikanten Unterschied zwischen beiden Verfahren ($p=0,06$).

TABELLE 9: Deskriptive Statistik – Beobachtungszeit

	Röntgen [sec]	BV - nicht abgeblendet [sec]	BV – abge- blendet [sec]	Iso C – 3D [sec]	CT [sec]
Mittelwert	150,9875	187,343	141,659	139,063	144,613
Median	124,5	150	130	129	136,5
Minimum	38	88	28	32	62
Maximum	556	446	349	477	420
Gültige Objekte	80	35	44	80	80

Man sieht in dieser Tabelle besonders im Median, dass die einzelnen Verfahren bezüglich der Dauer der Beobachtung kaum unterschiedlich sind. Bei dem nicht abgeblendeten Bildverstärker fehlt ein Wert, da eine Zeitmessung nicht durchgeführt wurde.

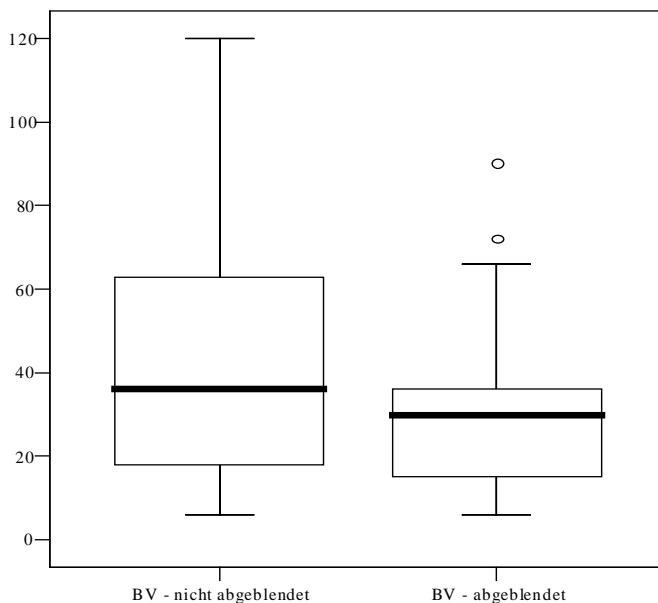
ABBILDUNG 45: Boxplot Beobachtungszeit

Dieser Boxplot zeigt die Beobachtungszeiten auf. Die Einheit der Y – Achse ist die [sec]. Es zeigt sich, dass sich die Mediane der einzelnen Verfahren ähnlich sind. Die Gesamtheit der Werte gruppiert sich bis auf den nicht abgeblendeten Bildverstärker regelmäßig um die Mediane. Zu beachten sind auch die starken Ausreißer, die wohl auf anfängliche Unklarheiten zurück zu führen sind.

TABELLE 10: Deskriptive Statistik – Durchleuchtungszeit

	BV – nicht abgeblendet [sec]	BV – abge- blendet [sec]
Mittelwert	41,17	30,68
Median	36	30
Minimum	6	6
Maximum	120	90
Gültige Objekte	36	44

Es zeigt sich hier ebenfalls keine große Differenz in der Länge der Durchleuchtung. Ein Varianztest ergab einen schwach signifikanten Unterschied ($p=0,06$). Die abgeblendete Version wurde aber von den meisten Beobachtern als angenehmer empfunden. Es ist jeweils eine große Schwankung zwischen Minima und Maxima zu verzeichnen.

ABBILDUNG 46: Boxplot Durchleuchtungszeit

Man sieht die große Spannweite der einzelnen Verfahren. Besonders lang wurde beim nicht abgeblendeten Bildverstärker durchleuchtet, um die einzelnen Konturen besser darstellen zu können. Der Median unterscheidet sich aber nicht wesentlich. Hier ist die Einheit der Y – Achse wiederum die [sec].

III.2.b Schraubenlage

Grundlage dieser Studie ist die Beurteilung der Lage der einzelnen Implantate bezüglich des proximalen und distalen Poles und der Taille des Kahnbeines durch die Beobachter. Dies geschah anhand des vorgegebenen Fragebogens und der dazugehörigen Vorlage. Da aber während der Interviews klar wurde, dass jeder eine andere Auslegung der vorgegebenen genauen Schraubenpositionen vornahm und somit diese Bilder unklar waren, wurde bei der Auswertung die differenziertere und damit kompliziertere Version fallen gelassen und nur noch Unterschiede zwischen „Pol unversehrt – Pol perforiert – Schraube außerhalb des Poles“ gemacht. Genaueres ist den folgenden statistischen Auswertungen zu entnehmen. Zuerst wird der proximale, dann der distale Pol und schließlich die Taille besprochen.

Proximaler Pol

Auf dem Fragebogen gibt es mehrere Aussagemöglichkeiten bezüglich der Schraubenlage: Pol unversehrt – Pol perforiert – Schraube außerhalb des Poles. Im Verlauf der Befragung stellte sich heraus, dass sich die Mehrheit der Befragten ein Urteil zutraute. In diesem Punkt unterscheiden sich die einzelnen Verfahren kaum. In den zweidimensionalen Bildgebungen wird die Schraube vermehrt als im Pol gelegen gesehen, obwohl sie außerhalb liegt, wohingegen sich die dreidimensionalen öfter der Präparation nähern. Die Perforationen werden überall recht gut gesehen, wobei es beim konventionellen Röntgen und den beiden Bildverstärker – Methoden kaum einen Unterschied gab und eher zu wenige der Fehllagen erkannt wurden. Beim Iso C – 3D und der CT werden eher zu viele Perforationen gesehen (siehe Anhang Tabelle 28 Seite 113 und Abbildung 92 Prozentangaben proximaler Pol Seite 113)

Die statistische Untersuchung der Frage „Perforationen erkannt“ oder „nicht erkannt“ ergibt, dass die Sensitivität, welche die richtig positiven anzeigt (in diesem Fall die Perforationen) für das konventionelle Röntgen am niedrigsten ist. Darauf folgen beide Bildwandlermethoden, beide fast gleichwertig, und schließlich die beiden dreidimensionalen Verfahren, welche mit Abstand die besten Ergebnisse liefern. Die Spezifität, die hier durch die richtig erkannten nicht perforierten Knochen definiert ist, liegt in allen Methoden ähnlich hoch, wobei sie für den Bildverstärker am höchsten ist und das konventionelle Röntgen einen leicht höheren Wert aufweist als der Iso C – 3D und die CT (siehe Tabelle 11 Seite 58 und dazugehörige Abbildung 47 Seite 59).

Wenn eine Perforation erkannt wurde und sich die Frage stellte, ob der Schraubenanteil im proximalen Pol oder außerhalb dieses Knochenanteiles lag, waren alle Bildgebungen von der Sensitivität her gleich gut. Das heißt, wenn sich das Implantat innerhalb des Poles befindet,

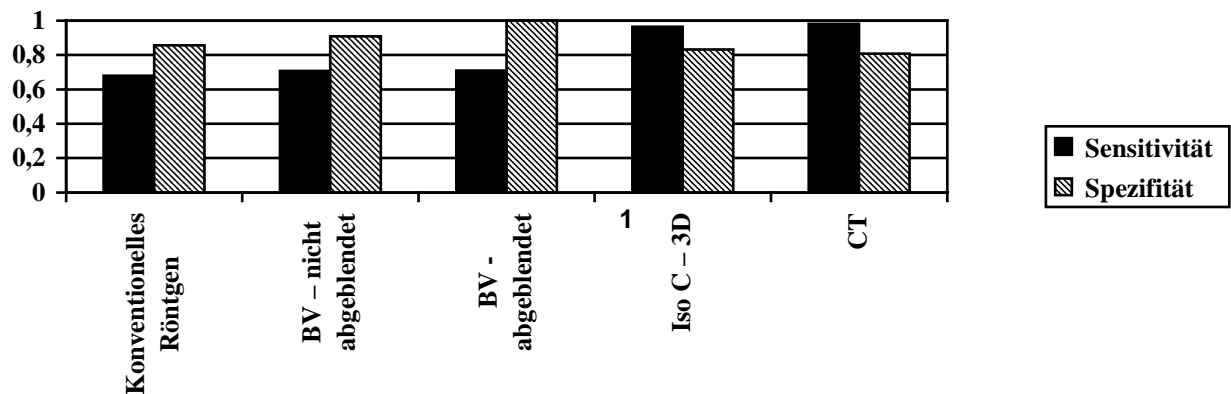
wird es gut erkannt. Bei der Spezifität gibt es aber starke Unterschiede. Ist das Implantat außerhalb des untersuchten Knochenanteiles, wird dies im konventionellen Röntgen und im nicht abgeblendeten Bildverstärker nur mäßig diagnostiziert. Der abgeblendete Bildwandler, der Iso C – 3D und die CT liefern gute bis sehr gute Ergebnisse in der Reihenfolge CT > Iso C – 3D > abgeblendeter Bildverstärker (siehe Tabelle 12 Seite 59 und dazugehörige Abbildung 48 Seite 60). In die Berechnungen wurden nur Objekte einbezogen, bei denen mindestens einmal eine Perforation erkannt worden waren. Außerdem wurden diejenigen ausgeschlossen, welche intraossär lagen, bei denen aber eine Perforation gesehen worden war.

Vergleicht man nun die Häufigkeit der richtigen und falschen Aussagen, fällt auf, dass mit dem Iso C – 3D und der CT die treffendsten Ergebnisse erzielt werden. Untereinander sind sie bezüglich der Statistik ähnlich. Das konventionelle Röntgen ist von allen Verfahren das unterlegenste. Der Bildwandler zeigt sowohl in der abgeblendeten als auch in der nicht abgeblendeten Version diesbezüglich die gleichen Ergebnisse (Siehe Anhang Tabelle 29 Seite 114). Die Aufschlüsselung in verschiedene Objekte bestätigt dies. Hierzu ist noch anzumerken, dass im konventionellen Röntgen zwei Implantatlagen immer falsch gedeutet wurden, welche in den Schichtverfahren immer richtig gedeutet wurden. Es handelt sich beide Male um Perforationen. Andererseits ist das konventionelle Röntgen bei manchen Präparaten den dreidimensionalen Bildgebungen gleichwertig. Es wird durch die nachfolgende Grafik klar, dass die Objekte verschiedene Schwierigkeitsgrade haben (Siehe Abbildung 49 Mosaikplot Seite 61).

TABELLE 11: Sensitivität – Spezifität proximal: perforiert – nicht perforiert

	Röntgen	BV – nicht abgeblendet	BV – abgeblendet	Iso C – 3D	CT
Sensitivität	0,678	0,708	0,709	0,964	0,982
Spezifität	0,857	0,909	1	0,833	0,809
Anzahl	77	35	42	80	77

ABBILDUNG 47: Grafik: Sensitivität – Spezifität proximal: perforiert – nicht perforiert

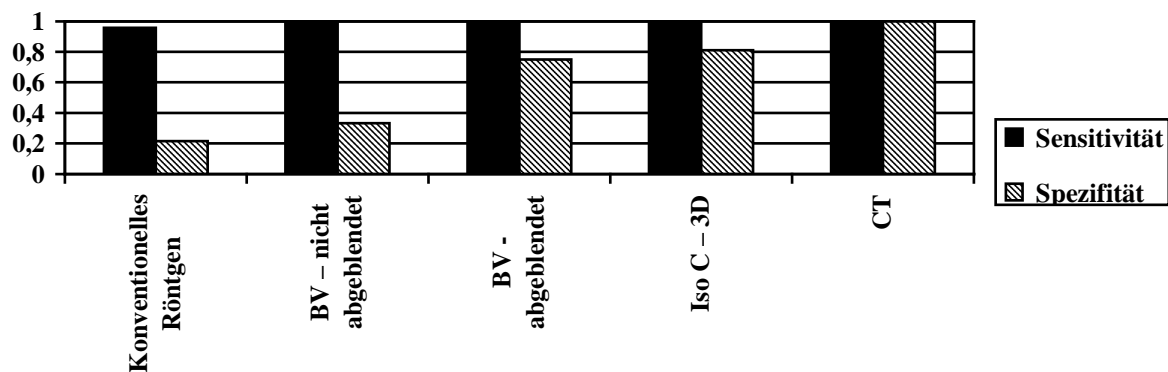


Die Tabelle und die Grafik zeigen die Sensitivität und die Spezifität für die Aussage perforiert – nicht perforiert in den einzelnen Bildgebungen. Die Sensitivität ist für das konventionelle Röntgen am niedrigsten, für die beiden BV – Methoden besser und für die dreidimensionalen Verfahren am höchsten. Die Spezifität ist für alle Verfahren ähnlich.

TABELLE 12: Sensitivität – Spezifität proximal: perforiert und im Knochen – außerhalb des Knochens

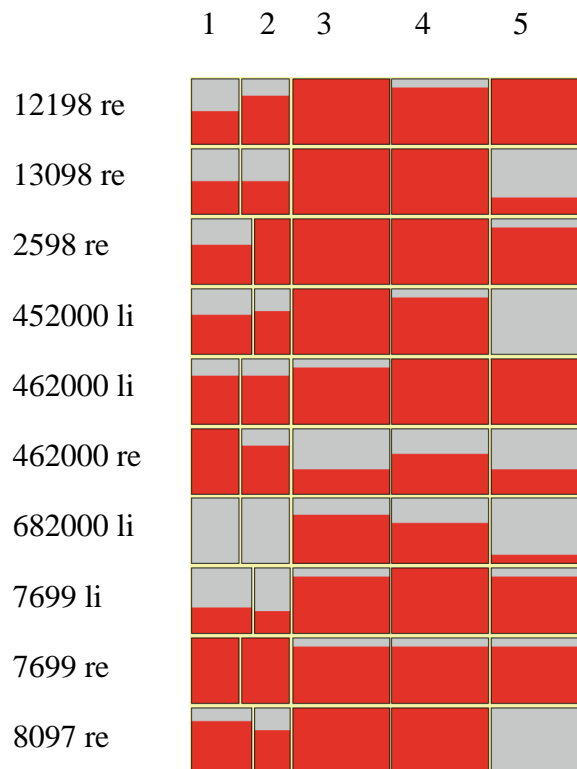
	Röntgen	BV – nicht abgeblendet	BV – abgeblendet	Iso C – 3D	CT
Sensitivität	0,958	1	1	1	1
Spezifität	0,214	0,333	0,75	0,812	1
Anzahl	38	18	22	54	55

ABBILDUNG 48: Grafik: Sensitivität – Spezifität proximal: perforiert und im Knochen – außerhalb des Knochens



Hier wurde berechnet, inwieweit die einzelnen Verfahren fähig sind, Perforationen von Implantatlagen außerhalb des proximalen Poles zu unterscheiden. Dabei ist interessant, dass die Sensitivität bei allen Bildgebungen gut ist. Das heißt, dass Perforationen gut von Lagen außerhalb des Knochens unterschieden werden. Es fällt jedoch umgekehrt im konventionellen Röntgen und im nicht abgeblendeten Bildverstärker schwer, Lagen außerhalb des Knochens von Perforationen zu differenzieren. Ansonsten bessert sich die Aussagekraft in der Reihenfolge CT > Iso C – 3D > BV abgeblendet. Es gingen hier nur diejenigen Objekte ein, bei denen mindestens eine Perforation erkannt worden war. Wenn eine intraossäre Lage fälschlicherweise als Perforation fehlgedeutet worden war, wurde dies hier nicht berücksichtigt.

ABBILDUNG 49: Mosaikplot der Richtig – und Falschaussagen betreffend den proximalen Pol



Diese Grafik stellt die Richtig- und Falschaussagen zu den einzelnen Objekten in den jeweiligen Bildgebungen dar. Links sind die Präparate aufgezählt, oben die Verfahren. Die Breite der Säulen zeigt die Anzahl der Objekte an. Der rote Anteil bezeichnet die richtigen Antworten, der helle Anteil die falschen Antworten. Die Richtigantworten sind für die CT und den Iso C – 3 D am höchsten. Im konventionellen Röntgen sind die Aussagen für zwei Objekte immer falsch. Hier wird deutlich, dass sich die Schwierigkeitsgrade der Kahnbeine stark unterscheiden.

1 = abgeblendeter BV

2 = nicht abgeblendeter BV

3 = CT

4 = Iso C – 3D

5 = Röntgen

Distaler Pol

Wie auch beim proximalen Pol hatten die Beobachter die Auswahl zwischen mehreren Ausagemöglichkeiten. Die meisten der Befragten legten sich in allen Verfahren auf ein Urteil fest. Perforationen wurden im konventionellen Röntgen und in der CT am treffendsten gesehen, in den restlichen drei Verfahren sahen die Beobachter zu wenige, wobei der abgeblendete Bildverstärker und der Iso C-3D ähnlich sind und der nicht abgeblendete Bildverstärker die unzutreffendsten Ergebnisse liefert. In sämtlichen Bildverfahren außer der CT wurde zu oft ein intakter Pol diagnostiziert. Dabei liefert der abgeblendete Bildwandler die schlechtesten Ergebnisse gefolgt vom Iso C – 3D. Konventionelles Röntgen, nicht abgeblendeter Bildverstärker und CT sind in aufsteigender Reihenfolge der Präparation am nächsten. Bei einer Lage außerhalb des Poles zeigt der Iso C – 3D die treffendsten Ergebnisse, dann folgen fast gleichauf der nicht abgeblendete Bildverstärker und die CT (siehe Anhang Tabelle 30 Seite 114 und Abbildung 93 Prozentangaben distaler Pol Seite 115).

Die Berechnung der Sensitivität und der Spezifität erfolgt beim distalen Pol auf dieselbe Art wie beim proximalen. Die Sensitivität ist auch definiert durch die richtig erkannten Perforationen, die Spezifität durch die richtig erkannten nicht perforierten Präparate. Die Sensitivität ist am höchsten beim konventionellen Röntgen, dann erst folgen mit niedrigerem Ergebnis der Iso C – 3D, die CT und der nicht abgeblendete Bildverstärker. Am schlechtesten schneidet der abgeblendete Bildverstärker ab. Die Spezifität ist für das konventionelle Röntgen und den nicht abgeblendeten Bildverstärker ähnlich. Mit leichtem Abstand liefern der Iso C – 3D und der abgeblendete Bildverstärker ein ähnliches Ergebnis. Intraossäre Lagen werden in der CT mit einem relativ niedrigen Wert nicht gut erkannt (siehe Tabelle 13 und dazugehörige Abbildung 50 Seite 63).

Des weiteren wurde untersucht, wie gut zwischen einer einfachen Perforation und einer extraossären Lage unterschieden wird. Zur Berechnung der Sensitivität wurden die richtig erkannten Perforationen verwendet. Dabei ist auffällig, dass die einzelnen Methoden jeweils relativ gut das Durchstoßen des Knochens von einer Lage außerhalb des Poles unterscheiden können. Man kann sehen, dass das konventionelle Röntgen und der abgeblendete Bildwandler etwa gleichwertig sind. Darauf folgen die CT, der Iso C – 3D und schließlich der nicht abgeblendete Bildverstärker. Die Lagen außerhalb des Knochens waren Grundlage zur Auswertung der Sensitivität. Dabei erkennt man in absteigender Reihenfolge die Eignung des Iso C – 3D und der CT, extraossäre Lagen von Perforationen zu unterscheiden. Die restlichen Verfahren bringen keine guten Ergebnisse (siehe Tabelle 14 und dazugehörige Abbildung 51 Seite 64).

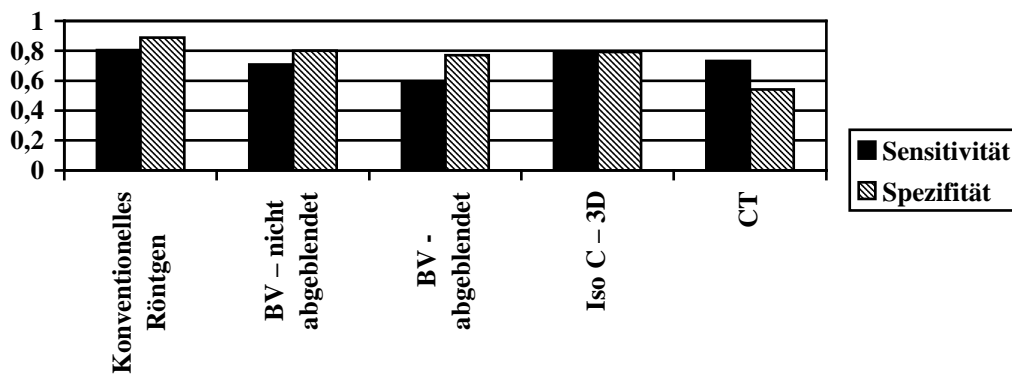
Bei der Evaluation der Richtig- und Falschaussagen führt der Iso C – 3D zu den meisten rich-

tigen Ergebnissen. Prozentual weisen das konventionelle Röntgen, der nicht abgeblendete Bildverstärker und die CT ähnliche Zahlen auf, die mittelmäßig sind. Am schlechtesten schneidet der abgeblendete Bildverstärker ab (Siehe Anhang Tabelle 31 Seite 115 Richtig – und Falschaussagen distaler Pol). Im Mosaikplot ist die Aussage nicht so klar wie beim proximalen Pol. Es zeigt sich aber, dass je nach Objekt der Anteil der Richtig- und Falschaussagen meistens ähnlich ist, egal, welches bildgebende Verfahren man betrachtet (Siehe Abbildung 52 Mosaikplot Seite 65).

TABELLE 13: Sensitivität – Spezifität distal: perforiert – nicht perforiert

	Konventionelles Röntgen	BV – nicht abgeblendet	BV – abgeblendet	Iso C – 3D	CT
Sensitivität	0,803	0,708	0,586	0,785	0,732
Spezifität	0,888	0,8	0,769	0,791	0,541
Anzahl	79	33	42	80	80

ABBILDUNG 50: Grafik: Sensitivität – Spezifität distal: perforiert – nicht perforiert

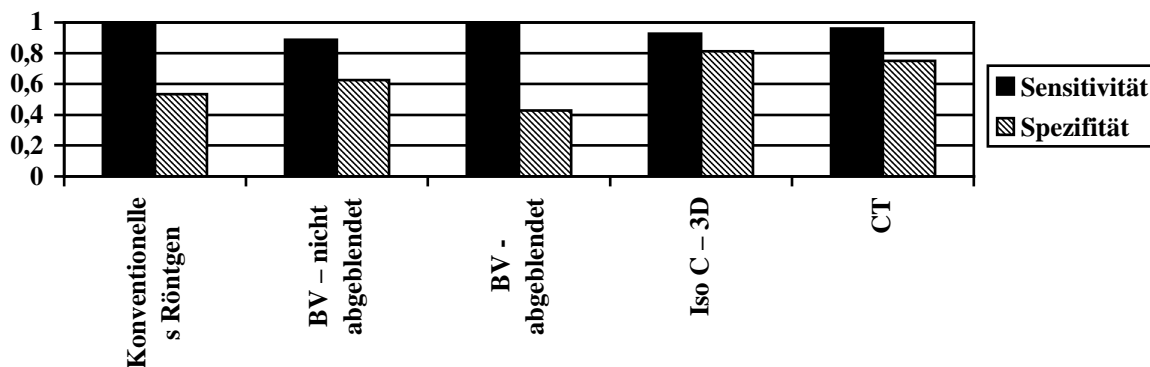


Es wurde überprüft, wie hoch die Sensitivität (richtig gesehene Perforationen) und die Spezifität (richtig gesehene nicht perforierte Implantate) der einzelnen Verfahren im distalen Pol ist. Die Sensitivität ist am höchsten im konventionellen Röntgen. Dahinter liegt der Iso C – 3D gefolgt vom nicht abgeblendeten Bildverstärker und der CT. Am schlechtesten schneidet der abgeblendete Bildwandler ab. Die Sensitivität ist für das konventionelle Röntgen am besten. Der nicht abgeblendete Bildverstärker und der Iso C – 3D liefern ähnliche Ergebnisse. Die CT zeigt sich als schlechtestes Mittel zur Beurteilung der nicht perforierten Schrauben.

TABELLE 14: Sensitivität – Spezifität distal: perforiert und im Knochen – außerhalb des Knochens

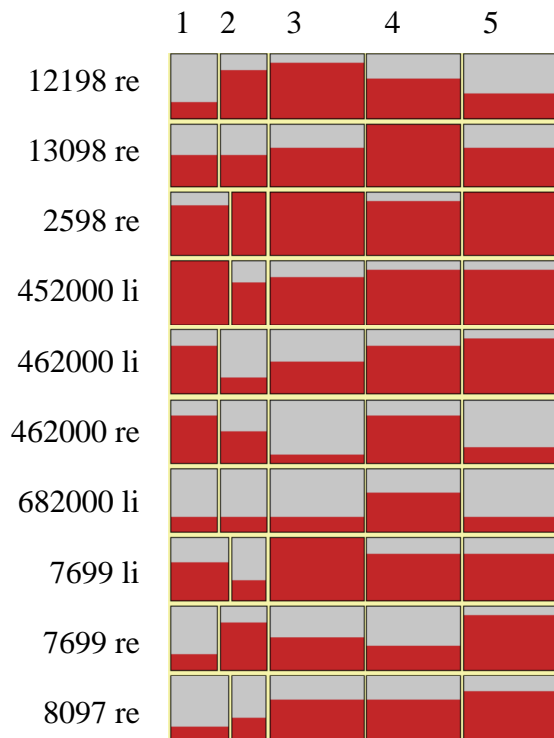
	Konventionelles Röntgen	BV – nicht abgeblendet	BV – abgeblendet	Iso C – 3D	CT
Sensitivität	1	0,888	1	0,928	0,961
Spezifität	0,533	0,625	0,428	0,812	0,75
Anzahl	43	17	18	44	42

ABBILDUNG 51: Grafik: Sensitivität – Spezifität distal: perforiert und im Knochen – außerhalb des Knochens



Die Sensitivität dieser Untersuchung wurde definiert als richtig erkannte Perforation. Hier wurden nur solche gezählt, welche mindestens einmal erkannt worden waren; intraossäre Lagen, welche als Perforation missdeutet worden waren, gingen hier nicht ein. Die Spezifität wurde gekennzeichnet durch richtig erkannte extraossäre Lagen. Die Sensitivität ist in allen Methoden sehr hoch (konventionelles Röntgen = abgeblendeter BV > CT > Iso C – 3D > nicht abgeblendeter BV), die Spezifität ist beim Iso C – 3D am besten. Dann folgt etwas schlechter die CT. Die restlichen Verfahren sind nicht besonders geeignet, eine extraossäre Lage zu erkennen.

ABBILDUNG 52: Mosaikplot der Richtig – und Falschaussagen betreffend den distalen Pol



Die roten Anteile zeigen wieder die richtigen Antworten, die Breite variiert mit der Anzahl der Fälle. Die meisten Richtigantworten liefert der Iso C – 3D. Zu beachten ist, dass die Häufigkeit der Falschaussagen wieder mit dem Objekt zusammen hängt.

1 = abgeblendeter BV

2 = nicht abgeblendeter BV

3 = CT

4 = Iso C – 3D

5 = Röntgen

Taille

An diesem Teil des Knochens wurden verschiedene Dinge statistisch untersucht. Zuerst einmal wurde der prozentuale Anteil der verschiedenen Möglichkeiten der Taillenbeteiligung ermittelt. Die Beobachter konnten auswählen zwischen „Taille unverseht – Taille proximal durchbohrt – Taille distal durchbohrt – Taille distal und proximal durchbohrt“.

Die Fälle, in denen die Taille unverletzt ist, werden im Iso C – 3D am besten erkannt. Darauf folgen das konventionelle Röntgen, der nicht abgeblendete Bildwandler und die CT. Diese Verfahren liefern ähnliche Ergebnisse, welche noch in einem guten Bereich liegen. Allerdings sind zu wenige intakte Lagen zu erkennen. Im Gegensatz dazu werden im abgeblendeten Bildverstärker zu wenige Perforationen gesehen, wobei das Resultat stark von der Präparation abweicht. Die Möglichkeit, den proximalen perforierten Anteil der Taille zu erkennen, ist in der CT am größten. Im konventionellen Röntgen, dem Iso C – 3D und dem abgeblendete Bildwandler sind zunehmend zu wenige Verletzungen sichtbar. Der nicht abgeblendete Bildverstärker hingegen lässt die Beobachter zu viele Fehllagen diagnostizieren. Bei der Interpretation der Bilder der distalen Taille sind der Iso C – 3D und das konventionelle Röntgen dem wahren Zustand am nächsten. Es werden aber zu wenige Fehllagen diagnostiziert. In der CT werden zu viele nicht vorhandene falsche Positionen diagnostiziert. Die Abweichung war aber

nicht besonders groß. Zu beachten ist noch, dass einige Perforationen sowohl des proximalen als auch des distalen Tailleanteils gesehen wurden, obwohl ein solcher Fall nicht vorkam. Dies geschah besonders im konventionellen Röntgen, abnehmend dann im nicht abgeblendeten Bildverstärker und schließlich in gleichen Anteilen im Iso C – 3D und in der CT (siehe Anhang Tabelle 32 Seite 116 und Abbildung 94 Prozentangaben Taille Seite 116).

Ein weiterer Teil der Untersuchung ist auch die Berechnung der Sensitivität und der Spezifität für den proximalen und distalen Anteil der Taille. Die Sensitivität berücksichtigt die Perforationen, die Spezifität die nicht perforierten Objekte. Im handgelenksnahen Anteil zeigt sich die beste Sensitivität in der CT, dann folgt der nicht abgeblendete Bildverstärker und schließlich der Iso C – 3D. In den übrigen Verfahren stellt sich dieses Problem sehr schlecht dar. Im abgeblendeten Bildwandler, der CT und im Iso C – 3D zeigt sich eine sehr gute Spezifität, die für alle Bildgebungen ähnlich war. Nicht so gut sind die Ergebnisse für das konventionelle Röntgen und den nicht abgeblendeten Bildverstärker. Was den distalen Teil der Taille betrifft, ist die Sensitivität für die CT recht hoch, gefolgt vom konventionellen Röntgen. Der Iso C – 3D liefert ein schlechteres Ergebnis, der Bildwandler ergibt eine Sensitivität von null. Die Spezifität ist in allen Verfahren sehr gut, wobei der abgeblendete Bildverstärker den höchsten Wert hat, gefolgt vom Iso C – 3D, dem nicht abgeblendeten Bildverstärker und schließlich dem konventionellen Röntgen und der CT (siehe Tabelle 15 Seite 66 und Tabelle 16 Seite 67).

TABELLE 15: Sensitivität – Spezifität Taille proximal

	Konventionelles Röntgen	BV – nicht abgeblendet	BV – abgeblendet	Iso C – 3D	CT
Sensitivität	0,375	0,75	0,25	0,625	0,875
Spezifität	0,875	0,875	0,975	0,971	0,972
Anzahl	80	36	44	78	80

Die Sensitivität in dieser Tabelle berücksichtigt die perforierten, die Spezifität die nicht perforierten Anteile der proximalen Taille. Dabei ist zu sehen, dass die CT die höchste Sensitivität hat. Dann folgen der nicht abgeblendete Bildverstärker und der Iso C – 3D. Die Spezifität zeigt sich für den abgeblendeten Bildverstärker, die CT und den Iso C – 3D ähnlich gut. Die beiden fehlenden Objekte bei dem Iso C – 3D kommen daher, dass zwei Mal keine Aussage gemacht werden konnte.

TABELLE 16: Sensitivität –Spezifität Taille distal

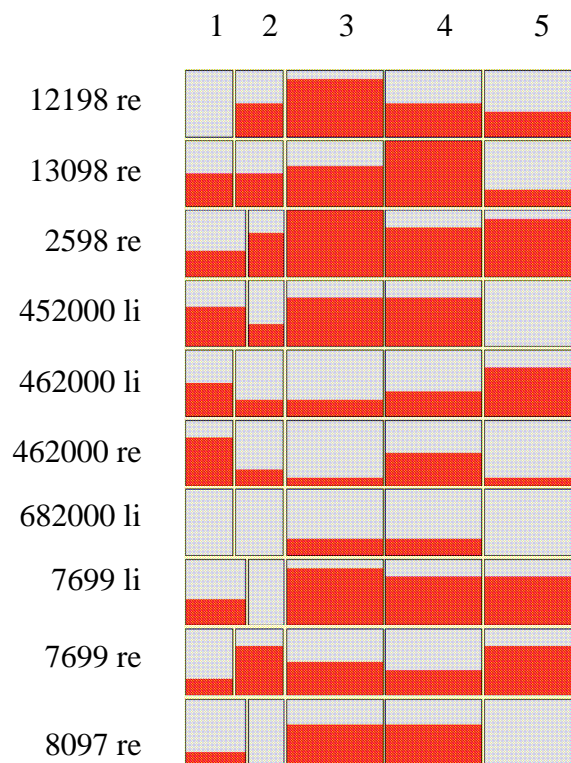
	Konventionelles Röntgen	BV – nicht abgeblendet	BV – abgeblendet	Iso C – 3D	CT
Sensitivität	0,75	0	0	0,375	0,875
Spezifität	0,930	0,937	0,975	0,942	0,916
Anzahl	80	36	44	80	80

Die Definition der Sensitivität und der Spezifität erfolgte wie oben erläutert. Die CT ist gut geeignet, Perforationen im distalen Anteil der Taille zu erkennen, das konventionelle Röntgen erweist sich als noch akzeptabel. Schlechte Ergebnisse liefern der Iso C – 3D und der Bildverstärker. Eine nicht perforierte Taille wird in allen Verfahren gut erkannt.

Zusammenfassung der Einzeluntersuchungen

In einer Grafik werden alle oben genannten Punkte, nämlich proximaler Pol, distaler Pol und Taille, für jede Bildgebung zusammen gefasst. Hier ist auffällig, dass im konventionellen Röntgen jeweils drei Objekte (452000 li, 682000 li, 8097 re) immer in irgendeinem Punkt falsch beurteilt wurden. Ein Skaphoid (682000 li) wird weder im abgeblendeten noch im nicht abgeblendeten Bildverstärker einwandfrei diagnostiziert. Die meisten Richtigaussagen werden in der CT und im Iso C-3D gemacht (Siehe Abbildung 53 Mosaikplot Seite 68).

ABBILDUNG 53: Mosaikplot Richtig – und Falschaussagen



In dieser Grafik sind nochmals alle oben untersuchten Punkte, also proximaler Pol, distaler Pol und Taille, dargestellt. Der dunkle Anteil der Rechtecke beschreibt Kahnbeine, bei denen alle Punkte richtig diagnostiziert wurden. Die Breite der Säulen variiert wieder, da die Anzahl der untersuchten Objekte nicht in jedem Verfahren übereinstimmte. Links sind die Namen der untersuchten Skaphoide aufgezählt. Auffällig ist, dass im konventionellen Röntgen bei drei Knochen nie eine richtige Aussage getroffen wurde. Bei einem dieser Objekte stimmte zusätzlich keine Diagnose in den Bildverstärkermethoden. Die meisten Richtigaussagen werden in der CT und im Iso C – 3D gemacht.

1 = abgeblendeter BV; 2 = nicht abgeblendeter BV, 3 = CT, 4 = Iso C – 3D, 5 = Röntgen

III.2.c Gelenkbeteiligung

Die Beobachter sollten Aussagen zu der Gelenkbeteiligung und über mitverletzte Knochen machen. Diese wurden dann verschlüsselt und die verschiedenen Bildgebungen verglichen. In den Tabellen und Grafiken werden nur diejenigen Knochen erwähnt, welche auffällig gewesen sind. Bei den folgenden Ausführungen muss man wiederum beachten, dass die Anzahl der Objekte, die mit dem Bildverstärker untersucht wurde, von der der anderen Untersuchungsmethoden verschieden ist.

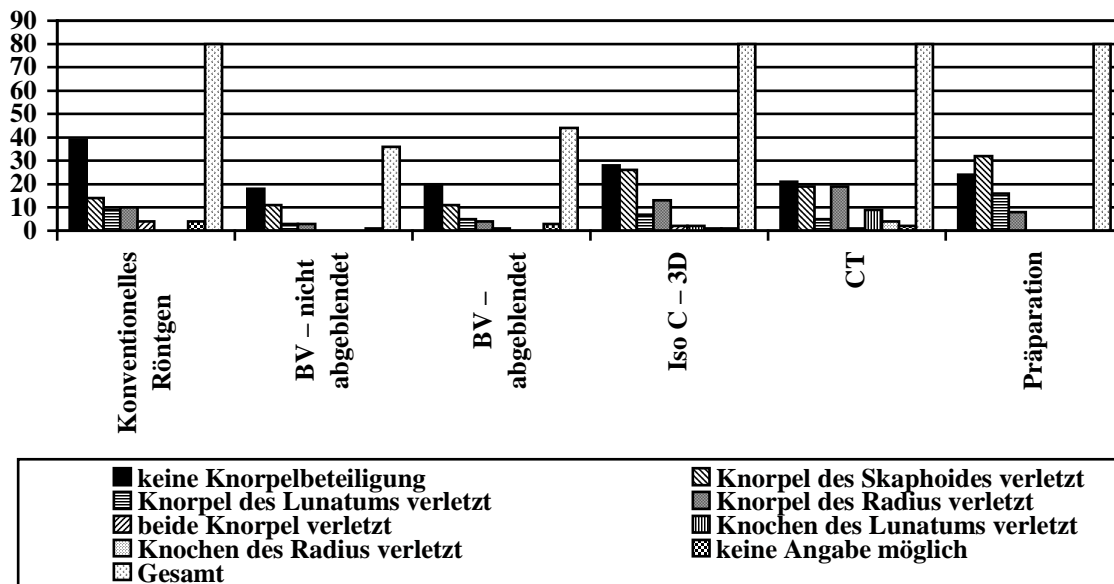
Proximal

Der intakte Gelenkspalt wird in den beiden Schnittbildverfahren am treffendsten gesehen. Im konventionellen Röntgen werden zu viele unverletzte proximale Gelenkanteile diagnostiziert. Dasselbe kann man prozentual gesehen von den beiden Bildwandlermethoden behaupten. Bei Knorpelverletzungen des Skaphoides liefert der Iso C – 3D die besten Ergebnisse. Die CT und das konventionelle Röntgen stellen sich als sehr gut geeignet heraus, diese klar darzustellen. Die Verletzungen der Knorpelschicht des Lunatums werden in keinem Verfahren zufriedenstellend diagnostiziert. Die Beobachter sahen zu wenige davon. Bei derselben Frage den Radius betreffend werden in der CT und dem Iso C – 3D zu viele Knorpelbeteiligungen gesehen. Die zutreffendste Aussage liefert das konventionelle Röntgen. In fast allen Verfahren wird mehrmals die Verletzung beider aneinander angrenzender Knorpel angenommen, obwohl dieser Fall nie auftrat. In der CT wird oftmals die Knochenverletzung des Mondbeines genannt, welche bei der Präparation nie gefunden wurde. Dasselbe gilt auch für die knöcherne Verletzung des Radius, die zwar in der CT und im Iso C – 3D gesehen wurde, welche aber bei der Freilegung des Knochens nicht bestätigt werden konnte. In geringem Maße konnten die Beobachter auch keine Aussage machen, wobei dies am häufigsten beim konventionellen Röntgen und dem abgeblendeten Bildverstärker passierte, gefolgt von der CT, dem nicht abgeblendeten Bildwandler und dem Iso C – 3D (siehe Tabelle 17 und dazugehörige Abbildung 54 Seite 70).

TABELLE 17: Gelenkbeteiligung proximal – Anzahl

	Konventionelles Röntgen	BV – nicht abgeblendet	BV – abgeblendet	Iso C – 3D	CT	Präparation
keine Verletzung	39	18	20	28	21	24
Knorpel des Skaphoides verletzt	14	11	11	26	19	32
Knorpel des Lunatums verletzt	9	3	5	7	5	16
Knorpel des Radius verletzt	10	3	4	13	19	8
Knorpel Radius und Lunatum verletzt	4	0	1	2	1	0
Knochen des Lunatums verletzt	0	0	0	2	9	0
Knochen des Radius verletzt	0	0	0	1	4	0
keine Angabe möglich	4	1	3	1	2	0
Gesamt	80	36	44	80	80	80

ABBILDUNG 54: Grafik: Gelenkbeteiligung proximal



Die Grafik und die Tabelle zeigen, dass im Iso C – 3D und in der CT ein intakter Knochen am zuverlässigsten gesehen wird. Im konventionellen Röntgen diagnostizierten die Beobachter zu viele unverletzte Gelenke. Anteilig werden auch die beiden Bildverstärkermethoden häufig falsch interpretiert. Knorpelverletzungen des Kahnbeines werden im Iso C – 3D am besten diagnostiziert, die anderen Verfahren zeigten zu wenige an. Eine Affektion des Lunatumknorpels wird in allen Verfahren zu selten gesehen, die des Radiusknorpels zu oft. Die Anbohrung beider Knorpel wird besonders im konventionellen Röntgen erwähnt. Die Schichtverfahren veranlassen manchmal eine Annahme einer Knochenbeteiligung der angrenzenden Strukturen. In allen Methoden gibt es Fälle, die die Gutachter nicht beurteilen konnten. Bei der Interpretation der Daten ist zu beachten, dass die Fallzahl bei den Untersuchungen mit dem Bildverstärker verschieden ist von denen der anderen Verfahren.

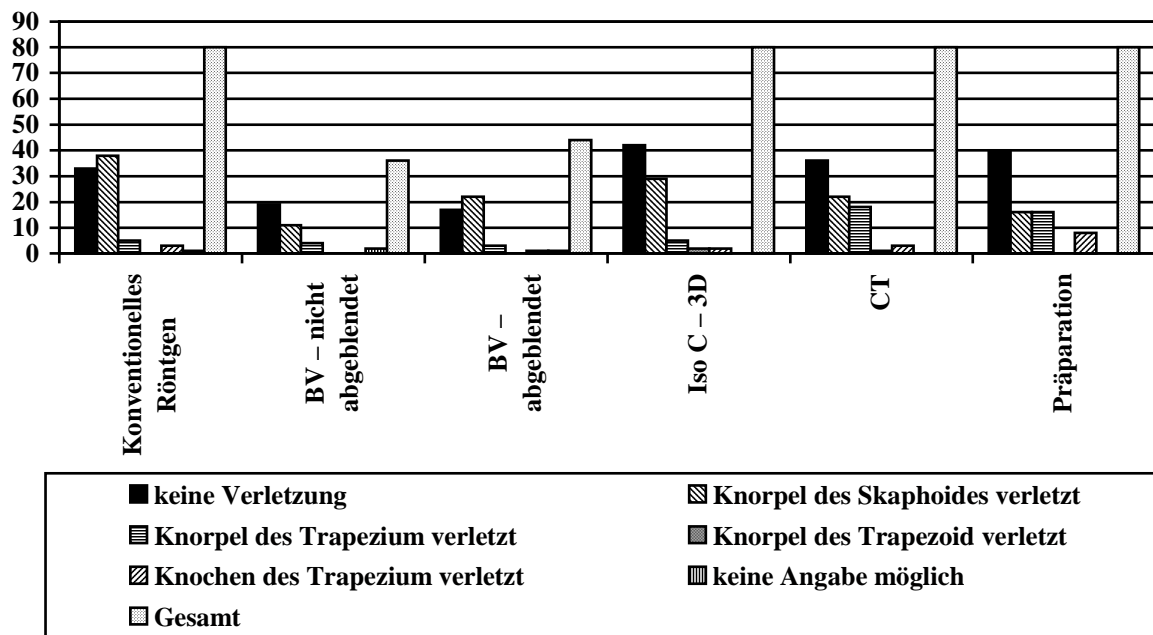
Distal

Der intakte Zustand des distalen Gelenkes wird in allen Verfahren zufriedenstellend erkannt. Das richtige Urteil bildeten sich die Beobachter in diesem Fall am häufigsten beim Iso C – 3D und der CT. In allen Bildgebungen wird zu häufig die Verletzung des Skaphoidknorpels diagnostiziert. Am auffälligsten ist dies prozentual gesehen beim konventionellen Röntgen, dem abgeblendeten Bildverstärker und dem Iso C – 3D. In der CT trafen die Beobachter diesbezüglich am häufigsten die richtige Entscheidung. In diesem Verfahren wird auch am zutreffendsten die Zerstörung des Trapeziumknorpels erkannt. Die anderen Methoden liefern in diesem Fall weniger gute Ergebnisse. Beide Schnittbildverfahren führen manchmal zu einer Fehldiagnose im Sinne einer Verletzung des Trapezoideumknorpels, die aber bei der Präparation nicht bestätigt werden konnte. Die Knochenverletzung des Trapeziums hingegen wird in allen Bildgebungen zu selten diagnostiziert. Die Möglichkeit, keine Angaben machen zu müssen, wurde nur in geringer Zahl im konventionellen Röntgen und in den beiden Bildwandler-techniken genutzt (siehe Tabelle 18 und dazugehörige Abbildung 55 auf Seite 72)

TABELLE 18: Gelenkbeteiligung distal – Anzahl

	Konventionelles Röntgen	BV – nicht abgeblendet	BV – abgeblendet	Iso C – 3D	CT	Präparation
keine Verletzung	33	19	17	42	36	40
Knorpel des Skaphoides verletzt	38	11	22	29	22	16
Knorpel des Trapezium verletzt	5	4	3	5	18	16
Knorpel des Trapezoid verletzt	0	0	0	2	1	0
Knochen des Trapezium verletzt	3	0	1	2	3	8
keine Angabe möglich	1	2	1	0	0	0
Gesamt	80	36	44	80	80	80

ABBILDUNG 55: Grafik: Gelenkbeteiligung distal



Bei der Beurteilung des distalen Poles fällt auf, dass Objekte ohne Gelenkbeteiligung in allen bildgebenden Verfahren in einem akzeptablen Rahmen erkannt werden. Verletzungen des Skaphoidknorpels werden in allen Verfahren zu oft diagnostiziert, wobei dies besonders beim konventionellen Röntgen, dem abgeblendeten Bildverstärker und dem Iso C – 3D der Fall ist. Die CT liegt der Präparation am nächsten. Affektionen des Trapeziumknorpels werden in der CT am treffendsten diagnostiziert. In den anderen Methoden werden sie zu selten gesehen. Die Beobachter sahen in beiden Schnittbildverfahren jeweils in geringer Zahl Knorpelverletzungen des Trapezoideums. Diese kamen aber nie vor. In sämtlichen Bilddarstellungen werden Knochenverletzungen des Trapeziums zu selten erkannt. Die Befragten gaben im konventionellen Röntgen und in den beiden Bildverstärkermethoden bei einer geringen Anzahl von Objekten an, keine Angabe machen zu können.

III.2.d Beurteilung der Schraubenlage

Qualität der Implantatlage

Die Beobachter sollten ihre Meinung zu der Position der Schraube im Skaphoid darlegen. Dabei sollten sie beurteilen, ob sie ein Implantat erneut einbringen oder es im alten Zustand belassen würden. Die CT und der Iso C – 3D liefern Ergebnisse, die der Präparation am nächsten stehen. Darauf folgen die beiden Bildverstärkerverfahren. Das konventionelle Röntgen schneidet am schlechtesten ab. Hier werden gerade 50% der revisionspflichtigen Schraubenlagen erkannt. Im Vergleich zu den anderen Verfahren waren sich hier die Befragten am häufigsten unsicher bezüglich ihres Urteiles, die besten Resultate ergibt der Iso C – 3D und die CT (siehe Tabelle 19 Seite 73).

TABELLE 19: Qualität der Implantatlage

	Konventionelles Röntgen	BV – nicht abgeblendet	BV – abgeblendet	Iso C – 3D	CT	Präparation
keine Angabe möglich	7	3	3	2	2	0
sehr gut	4	1	3	4	3	16
akzeptabel	29	10	18	17	17	
revisionspflichtig	40	22	20	57	58	64
Gesamt	80	36	44	80	80	80

Die Beobachter sollten in den verschiedenen Bildgebungen feststellen, ob man die Schraube belassen könne oder ob sie erneut einzubringen sei. Die verschiedenen Bildgebungen hatten unterschiedliche Urteile zur Folge. In der CT und dem Iso C – 3D wird am häufigsten die korrekte Diagnose gestellt. An nächster Stelle folgen die Bildverstärker. Mit dem konventionellen Röntgen werden eindeutig zu viele gute Schraubenlagen diagnostiziert.

Welche Gründe für eine Revision des proximalen Poles werden vorgebracht, wenn überhaupt erkannt wurde, dass eine erneute Einbringung des Implantates notwendig ist? Im konventionellen Röntgen wird die Gelenkbeteiligung am deutlichsten erkannt. Mit dem abgeblendeten Bildverstärker und dem Iso C – 3D kann mit ähnlichen Anteilen diese Diagnose nur mäßig gestellt werden. Die restlichen Bildgebungen lassen diesen Fehler zu selten erkennen. Als weiteren Revisionsgrund nannten die Probanden den unzureichend gefassten proximalen Pol. Dieser wird am besten im Iso C – 3D gesehen. Das nächstsicherste Verfahren ist der nicht abgeblendete Bildverstärker. Im konventionellen Röntgen und dem abgeblendeten Bildwandler wird die Diagnose zu selten gestellt. In der CT wird diese Möglichkeit zu oft genannt. Im abgeblendeten Bildverstärker und im konventionellen Röntgen wird die verletzte Taille als alleiniger Revisionsgrund aufgeführt. Dieser Fall konnte bei der Präparation nicht bestätigt werden. Die in allen Verfahren mehr oder weniger häufig genannte zu lange Schraube kam realiter nie vor. Schließlich wird die Biomechanik als Grund einer Fehllage im konventionellen Röntgen am zutreffendsten gesehen, gefolgt vom abgeblendeten Bildwandler und dem Iso C – 3D.

Die Beobachter wurden ebenfalls zu ihrer Meinung über den Revisionsgrund des distalen Poles befragt. Gelenkbeteiligungen werden am zutreffendsten im abgeblendeten Bildverstärker diagnostiziert. Als zweitbeste Methoden ließen sich konventionelles Röntgen und der nicht abgeblendete Bildwandler ermitteln. An nächster Stelle stehen die CT und der Iso C – 3D. Hier wird obiger Grund zu selten genannt. Im Gegensatz dazu wird der unzureichend gefasste distale Anteil in allen Bildgebungen zu häufig angeführt. Das konventionelle Röntgen ist in diesem Fall die zuverlässigste Methode. Die anderen Bildgebungen lassen die Beobachter die falsche Diagnose stellen. Eine perforierte Taille wurde im abgeblendeten Bildverstärker gesehen, und ein zu langes Implantat wurde in allen Bildgebungen vermutet, was als Revisionsgrund angegeben wurde, aber in der Präparation nie auftrat. Am häufigsten ist dies in der CT der Fall. Der Iso C – 3D ist die zweitschlechteste Methode und übertrifft das konventionelle Röntgen und den nicht abgeblendeten Bildwandler. Am zutreffendsten wird im abgeblendeten Bildwandler diese Behauptung nie aufgestellt. Die ungeeignete Biomechanik wird am zutreffendsten im Iso C - 3D diagnostiziert. Das konventionelle Röntgen und schließlich die Bildverstärkermethoden und die CT kommen in dieser Reihenfolge an nächster Stelle (siehe Anhang Tabelle 33 Seite 118 Revisionsgrund proximal und Tabelle 34 Revisionsgrund distal Seite 119).

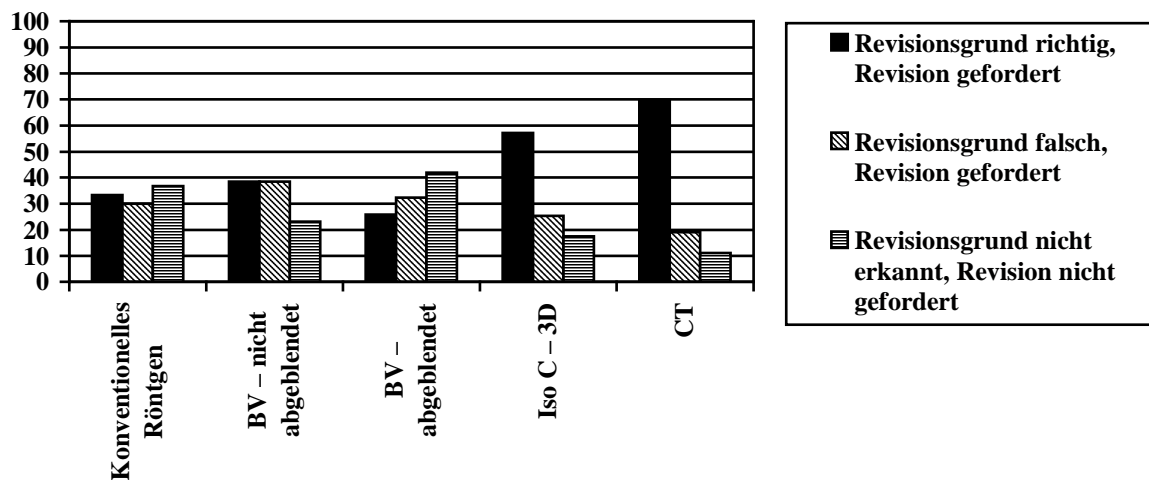
Verknüpfung zwischen Erkennen des Revisionsgrundes und Forderung einer Revision

Das gemeinsame Betrachten zweier unabhängiger Punkte wurde durchgeführt. Es wurde geprüft, ob die Beobachter den Revisionsgrund richtig erkannt hatten und ob sie eine Revision forderten. Dabei wurden drei verschiedene Klassen gebildet. Unter die erste fallen die Objekte, bei denen der Anlass zur Unzufriedenheit richtig erkannt und eine erneute Einbringung der Schraube gefordert worden war. Hierbei schneidet die CT am besten ab, dann folgt der Iso C – 3D. Weiter hinten liegen die restlichen Bildgebungen, wobei der nicht abgeblendete Bildverstärker die schlechtesten Ergebnisse liefert. Eine Einordnung in die zweite Gruppe, nämlich falsche Revisionsgrund und Bedarf einer erneuten „Operation“, veranlasst am häufigsten der nicht abgeblendeten Bildverstärker. An zweiter Stelle liegt der abgeblendete Bildverstärker. Das konventionelle Röntgen kommt als nächste Methode. Iso C – 3D und CT werden in dieser Kategorie am seltensten genannt. Die dritte Klasse beinhaltet Fälle, in denen eine inakzeptable Implantatlage als akzeptabel, gut oder sogar sehr gut angesehen, aber keine Revision gefordert wurde. Im abgeblendeten Bildverstärker und im konventionellen Röntgen ist die Quote in diesem Punkt am höchsten. Seltener wird der nicht abgeblendete Bildverstärker genannt. Am Ende dieser Auswertung stehen der Iso C – 3D und die CT. Sie liefern damit die besten Ergebnisse (siehe Tabelle 20 Seite 75 und dazugehörige Abbildung 56 Seite 76).

TABELLE 20: Realer Revisionsgrund – Forderung eine Revision

	Konventionelles Röntgen		BV – nicht abgeblendet		BV – abgeblendet		Iso C – 3D		CT	
	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%
Revisionsgrund richtig, Revision gefordert	20	33,3	10	38,5	8	25,8	36	57,1	44	69,8
Revisionsgrund falsch, Revision gefordert	18	30,0	10	38,5	10	32,3	16	25,4	12	19,0
Revisionsgrund nicht erkannt, Revision nicht gefordert	22	36,7	6	23,1	13	41,9	11	17,5	7	11,1
Gesamt	60	100,0	26	100,0	31	100,0	63	100,0	63	100,0

ABBILDUNG 56: Grafik: Prozentangaben realer Revisionsgrund – Forderung einer Revision



Diese Tabelle und die Grafik stellen die Anzahl und den prozentualen Anteil der Verknüpfung zweier Aussagen der Probanden dar. Die erste Aussage beurteilt, ob der Revisionsgrund richtig genannt wurde, die zweite, ob überhaupt eine Revision gefordert wurde. Eine richtige Bewertung beider Punkte zeigt sich in der CT, an zweiter Stelle steht der Iso C – 3D. Die anderen Techniken schneiden bei weitem schlechter ab. Im ersten Teil falsch und im zweiten richtig lagen die meisten Beobachter im nicht abgeblendeten Bildverstärker. Dicht darauf folgen konventionelles Röntgen und abgeblendeter Bildverstärker. Durch die CT und den Iso C – 3D werden die wenigsten Objekte in diese Kategorie eingestuft. Bei manchen Präparaten wurde der Revisionsgrund von den Beobachtern nicht erkannt und somit keine Revision gefordert. Der Anteil liegt beim abgeblendeten Bildverstärker am höchsten, knapp dahinter kommt das konventionelle Röntgen. Die besten Werte liefert die CT.

Begründungen für die Ablehnung einer Angabe

Es bestand bei der Befragung die Möglichkeit, ein Urteil zu verweigern und den Grund dafür zu nennen. Diese Option wurde jedoch nur sehr selten genutzt, besonders häufig im konventionellen Röntgen, am seltensten im Iso C – 3D und in der CT. Im konventionellen Röntgen, in der CT und im abgeblendeten Bildverstärker wird ungefähr gleich häufig über die nicht ganz ausreichende Darstellung des proximalen Poles geklagt. Einmalig wird im abgeblendeten Bildwandler die Begründung genannt, der distale Pol sei nicht beurteilbar. Im konventionellen Röntgen wird zweimal eine grenzwertige Schraubenlage genannt. Die Aufnahmetechnik wird jeweils einmal bei einer Röntgenaufnahme und bei dem abgeblendeten Bildverstärker angeführt, zweimal bei dem nicht abgeblendeten Bildwandler. Hierbei ist zu beachten, dass nicht

die Anzahl, sondern der Anteil zählt, da die Fallzahl untereinander verschieden ist. Die Kompetenz, sich ein Urteil zu bilden, zweifelte einmal ein Proband in der CT und einmal einer im nicht abgeblendeten Bildverstärker an. Die fehlende Abgrenzbarkeit des gesamten Knochens wird im konventionellen Röntgen und in der CT angemahnt (siehe Anhang Tabelle 35 Seite 120).

III.2.e Aussagen über das Ausreichen der Bildgebung

Beim Interview wurden die Beobachter gefragt, ob das Urteil ausreichend sei oder ob sie eine weiterführende Bildgebung veranlassen würden.

Die CT und der Iso C – 3D werden am häufigsten in fast gleicher Menge als ausreichend angesehen. Das konventionelle Röntgen und der abgeblendete Bildverstärker schneiden ähnlich ab. Die beiden Verfahren werden aber weniger häufig als zufriedenstellend angesehen. Die schlechtesten Ergebnisse liefert der nicht abgeblendete Bildwandler. Hier sind die Interviewten am seltensten zufrieden (siehe Anhang Tabelle 36 Seite 120).

III.2.f Verknüpfung subjektiver Urteile – Schraubenlage und Revision

Das Erkennen der Revisionspflichtigkeit und die Forderung nach einer weiteren Bildgebung

Mit einer Ordinalskala wurde überprüft, inwiefern die Notwendigkeit einer Neueinbringung der Implantate erkannt und ob eine weitere Bildgebung gefordert wurde. Hier zeigen sich Unterschiede zwischen den einzelnen Methoden.

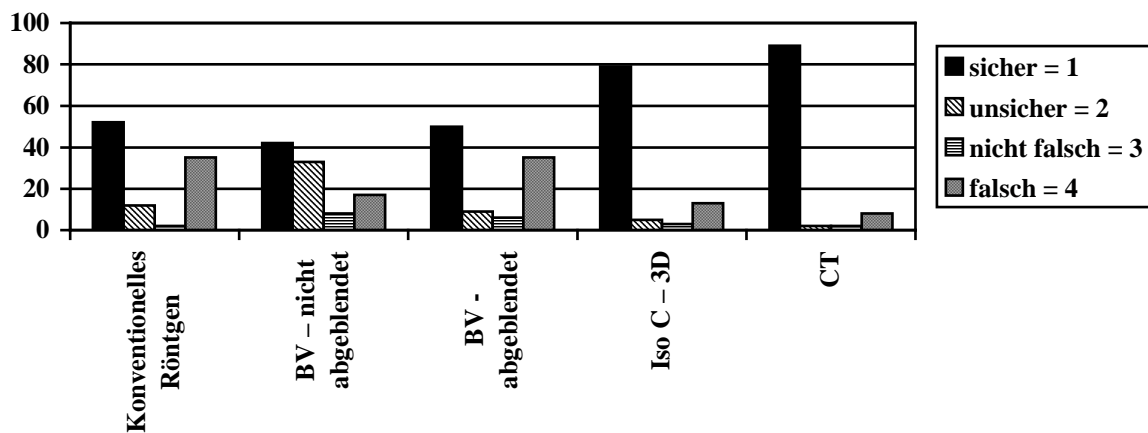
Ein sicheres Urteil, welches die höchste Wertung beinhaltet und bedeutet, dass die Revisionspflicht erkannt wurde und keine weitere Bildgebung gefordert wurde, wird am häufigsten in der CT gefällt (89%). Recht gut schneidet auch der Iso C – 3D ab (79%). Die restlichen Verfahren führen selten zu einer einwandfreien Aussage (konventionelles Röntgen 52%, BV abgeblendet 50%, BV nicht abgeblendet 42%). Häufig wird im nicht abgeblendeten Bildverstärker ein unsicheres Urteil ausgesprochen (33%), was heißt, eine Fehllage wurde erkannt, aber es wurde eine weiterführende Bildgebung gefordert. Einen sehr niedrigen Anteil weisen hier die Schnittbildverfahren auf (CT 2%, Iso C – 3D 5%). Das konventionelle Röntgen (12%) und der abgeblendete Bildwandler (8%) liegen dazwischen. Die dritte Gruppe wurde aus den Komponenten „Revisionspflicht nicht erkannt“ und „weitere Bildgebung gefordert“ gebildet. Die meisten Verknüpfungen in dieser Gruppe liefert der nicht abgeblendete Bildverstärker (8%), dann folgt der abgeblendete Bildverstärker (6%). Das konventionelle Röntgen hat einen Anteil von 2%, ebenso die CT. Der Iso C – 3D liegt leicht höher mit 3%. Die falschen Aussa-

gen werden am häufigsten im konventionellen Röntgen und mit dem abgeblendeten Bildverstärker gemacht (konventionelles Röntgen = BV abgeblendet = 35%). Ein ganzes Stück besser sind die Ergebnisse des nicht abgeblendeten Bildverstärkers (17%), des Iso C – 3D (13%) und der CT (8%) (siehe Tabelle 21 Seite 78 und dazugehörige Grafik Abbildung 57 Seite 79). Die Berechnung der Mediane ergibt die Reihenfolge konventionelles Röntgen = Iso C – 3D = CT (= 1) < BV abgeblendet (= 1,5) < BV nicht abgeblendet (=2). Die Varianzanalyse zeigt, dass der Unterschied zwischen den Methoden hochsignifikant ist ($p < 0,01$). Eine Testung des Iso C – 3D gegen alle weiteren Bildgebungsverfahren mit dem posthoc – Test nach Scheffé führt zu keinem signifikanten Unterschied ($p > 0,81$)

TABELLE 21: Erkennen einer Revisionspflicht – Forderung nach weiterer Bildgebung

	Konventionelles Röntgen		BV – nicht abgeblendet		BV – abgeblendet		Iso C – 3D		CT	
	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%
Revisionspflicht erkannt, keine weitere Bildgebung = <i>sicher</i>	31	52	10	42	17	50	49	79	56	89
Revisionspflicht erkannt, weitere Bildgebung = <i>unsicher</i>	7	12	8	33	3	9	3	5	1	2
Revisionspflicht nicht erkannt, weitere Bildgebung = <i>nicht falsch</i>	1	2	2	8	2	6	2	3	1	2
Revisionspflicht nicht erkannt, keine weitere Bildgebung = <i>falsch</i>	21	35	4	17	12	35	8	13	5	8
Gesamt	60	100	24	100	34	100	62	100	63	100
Median	1	-	2	-	1,5	-	1	-	1	-

ABBILDUNG 57: Grafik: Erkennen Revisionspflicht – Forderung nach weiterer Bildgebung



Es wurde überprüft, ob die Probanden eine notwendige Revision erkannt und eine weitere Bildgebung gefordert hatten. Diese beiden Komponenten wurden verknüpft. Es stellte sich heraus, dass die beiden Schichtverfahren die sichersten Urteile zeigen. Sowohl konventionelles Röntgen und abgeblendeter Bildverstärker als auch nicht abgeblendeter Bildverstärker tragen nur selten zu guten Ergebnissen bei. Am unsichersten waren sich die Probanden beim nicht abgeblendeten Bildverstärker. Nicht falsche Konsequenzen werden am häufigsten durch die Bildwandlermethoden veranlasst. Die meisten falschen Schlüsse werden im Röntgen und im abgeblendeten Bildverstärker gezogen. Die Tabelle zeigt diese Aussagen als Prozentzahlen. Nach Annahme einer Ordinalskala wurde bei einer Varianzanalyse herausgefunden, dass der Unterschied zwischen den Methoden hochsignifikant ($p < 0,01$) ist. Bei Überprüfung der Mittelwerte mit dem posthoc-Test nach Scheffé stellte sich heraus, dass eine Testung des Iso C – 3D gegen das Röntgen nicht signifikant ist ($p > 0,81$).

Das Erkennen der regelrechten Lage und die Forderung nach einer weiteren Bildgebung

Bei diesen Daten wurde ebenfalls eine Ordinalskala verwendet. Allerdings muss man sagen, dass hier die Datenmenge sehr klein war.

Ein sicheres Urteil bedeutete, dass die Probanden eine gute bzw. akzeptable Lage erkannt hatten und keine weitere Bildgebung forderten. Diese Gruppe wurde mit einer Eins am höchsten gewertet.

Am häufigsten werden diese Kriterien im abgeblendeten Bildverstärker erfüllt (100%). Die absteigende Reihenfolge der anderen Bildgebungen ist schließlich CT (80%) > Iso C – 3D (63%) > konventionelles Röntgen (53%) > nicht abgeblendeter Bildverstärker (50%). Eine

schlechtere Wertung ergab die erkannte gute Lage und die Forderung nach weiterer Bildgebung. Hier sind konventionelles Röntgen (12%) und nicht abgeblendeter Bildwandler (13%) ungefähr gleich. Die restlichen Methoden sind überhaupt nicht vertreten. Die nicht erkannte gute Lage und die Forderung nach weiterführender Bildgebung wird nur im nicht abgeblendeten Bildverstärker angegeben (38%). Ein falsches Urteil, was die schlechteste Note ergab und eine nicht erkannte gute Lage mit keiner Forderung nach anderen Methoden kombinierte, wird am häufigsten im Iso C – 3D genannt (38%). Dann folgt das konventionelle Röntgen (35%) und schließlich die CT (20%). (siehe Anhang Tabelle 37 Seite 121).

Der Median nimmt in allen Verfahren denselben Wert an und beträgt eins.

III.2.g Subjektive Bildqualität

Zusätzlich zu den objektiven Ergebnissen wurden die Beobachter auch zu ihrem Eindruck zu der Bildqualität befragt. Hierzu stand ein Benotungssystem zur Verfügung. Dabei wurde sowohl die Darstellung von Kortikalis und Spongiosa als auch Bildrauschen und Artefakte berücksichtigt. Zusammengefasst wurden diese dann in einem Summenscore, wobei vier die beste und sechzehn die schlechteste Note war.

Komponenten des Summenscores – Kortikalis

Die besten Werte die Kortikalis betreffend werden in der CT (21,3%) und im konventionellen Röntgen (17,5%) erzielt. Die Note „gut“ wird sowohl in der CT als auch im Iso C – 3D mit derselben Häufigkeit vergeben (71,3%). Mit Abstand folgten dann die anderen Bildgebungen (konventionelles Röntgen 58,5% > BV abgeblendet 34,1% > BV nicht abgeblendet 33,3%). Der Bildverstärker erzielt in beiden Modalitäten meistens nur die Kategorie „akzeptabel“ (BV abgeblendet 63,6% > BV nicht abgeblendet 58,3%)(siehe Anhang Tabelle 38 Seite 122).

Beim Errechnen des Mittelwertes er gibt sich für die CT die 1,86, der Iso C – 3D folgt mit 2,04, das konventionelle Röntgen erreicht einen Wert von 2,10, der Bildverstärker in abgeblendeter Form einen Schnitt von 2,68 und in nicht abgeblendeter Form einen Schnitt von 2,75. Der Median ist für konventionelles Röntgen = Iso C = CT = 2, für BV abgeblendet = BV nicht abgeblendet = 3.

Komponenten des Summenscores – Spongiosa

Bei der Bewertung der Darstellbarkeit der Spongiosabälkchen werden konventionelles Röntgen und CT mit derselben Häufigkeit mit „sehr gut“ bewertet (18,8%). Die Note „gut“ wird im konventionellen Röntgen zu 51,3% vergeben, der Iso C – 3D (23,8%) und die CT (21,3%)

liegen ungefähr gleich. Eine ausreichende Wiedergabe der Spongiosa kommt bei allen Verfahren vor, wobei hier die Bildverstärkerverfahren (nicht abgeblendet 55,6% < abgeblendet 65,9%), die CT (55%) und der Iso C – 3D (51,3%) in ähnlichem Ausmaß genannt wurden. Das konventionelle Röntgen tritt hier zu 28,8% auf. In der Kategorie „keine sichere Diagnose möglich“ werden in absteigender Form der nicht abgeblendete Bildverstärker (41,7%), der abgeblendete Bildverstärker (31,8%), der Iso C – 3D (25%) und das konventionelle Röntgen (1,3%) genannt (siehe Anhang Tabelle 39 Seite 122).

Die Mittelwerte ergeben einen Schnitt von 2,13 für das konventionelle Röntgen, von 2,46 für die CT, 3,01 für den Iso C – 3D, 3,3 für den abgeblendeten Bildverstärker und 3,39 für den nicht abgeblendeten Bildverstärker. Der Median ist für das konventionelle Röntgen = 2, für alle restlichen Modalitäten = 3.

Komponenten des Summenscores - Bildrauschen

Das Bildrauschen als störender Faktor tritt subjektiv gesehen am seltensten beim konventionellen Röntgen auf (55%). Das Urteil „gut“ wird in der CT am häufigsten genannt (66,3%), dann folgt der abgeblendete Bildverstärker (52,3%). Eine ausreichende Möglichkeit einer relevanten Diagnostik wird beim Iso C – 3D zu 61,3% festgestellt, im nicht abgeblendeten Bildverstärker zu 58,3% und im abgeblendeten Bildverstärker zu 47,7%. In die schlechteste Kategorie dieses Qualitätskriteriums werden der nicht abgeblendete Bildverstärker (25%) und der Iso C – 3D (12,5%) eingeteilt (siehe Anhang Tabelle 40 Seite 123).

Der Mittelwert der einzelnen Modalitäten das Bildrauschen betreffend ergibt für das konventionelle Röntgen 1,54, die CT 1,99, den abgeblendeten Bildverstärker 2,48, den Iso C – 3D 2,86 und den nicht abgeblendeten Bildverstärker 3,08. Der Median ist für das konventionelle Röntgen = 1,0 < CT = abgeblendeter Bildverstärker = Iso C – 3D = 2,0 < nicht abgeblendeter BV = 3,0.

Komponenten des Summenscores – Artefakte

Am wenigsten artefaktbehaftet ist das konventionelle Röntgen, welches am häufigsten in die Kategorie „sehr gut“ eingestuft wird (70%). Der Bildverstärker in seiner abgeblendeten Form wird von den Probanden ebenfalls oft genannt (54,5%), dasselbe gilt für diese Modalität in nicht abgeblendetem Zustand (41,7%). Der Iso C – 3D ist das Verfahren, das am meisten mit Artefakten behaftet zu sein scheint. Das zeigt sich im folgenden auch an den statistischen Berechnungen.

Der Mittelwert für dieses Kriterium ist in aufsteigender Reihenfolge für das konventionelle Röntgen = 1,36, den abgeblendeten Bildverstärker = 1,84, den nicht abgeblendeten Bildverstärker = 2,03, die CT = 2,31 und den Iso C – 3D = 3,08. Die Berechnung des Medianes ergibt für das konventionelle Röntgen = abgeblendeter Bildverstärker = 1 < nicht abgeblendeter Bildverstärker = CT = 2 < Iso C – 3D = 3 (siehe Anhang Tabelle 41 Seite 123).

Summenscore Bildqualität

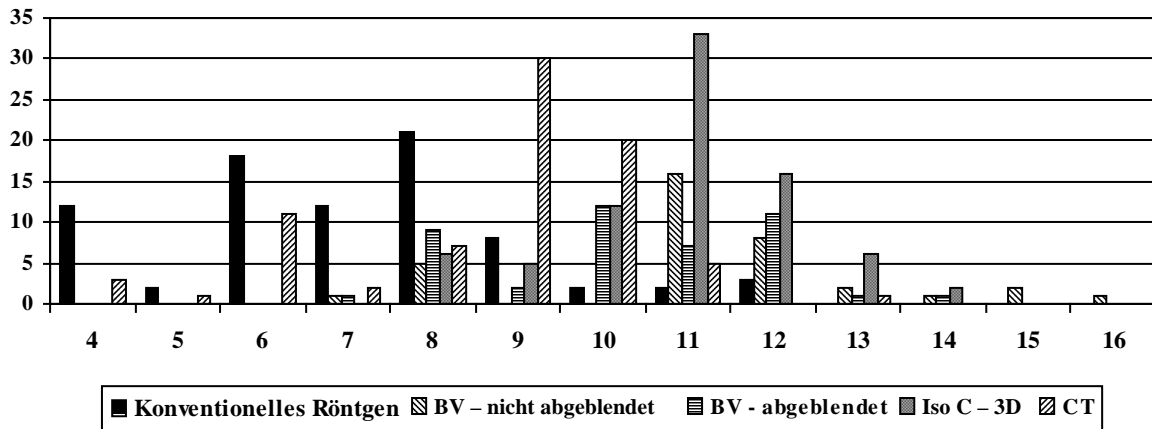
Aus jeder Kategorie wurden die Noten für ein Objekt zusammen gezählt und so die Summe der Bewertungen gebildet. Je niedriger die Summe war, desto besser war die Bildqualität.

Die niedrigstmögliche Punktzahl erzielt das konventionelle Röntgen (Median = 7). Die nächstbeste Modalität bildet die CT, aber die Ergebnisse liegen aber eher im Mittelfeld (Median = 9). Der abgeblendete Bildverstärker zeigt eine Tendenz zu höheren Punktzahlen (Median = 10). Die höchsten Summen erzielen der nicht abgeblendete Bildwandler und der Iso C – 3D (Median beide Male = 11) (siehe Abbildung 58 „Summenscore“ Seite 83). Im Boxplot kann man diese Werte noch einmal visualisiert sehen. Besonders auffällig sind die Ausreißer beim nicht abgeblendeten Bildverstärker (siehe Boxplot Abbildung 59 Seite 84).

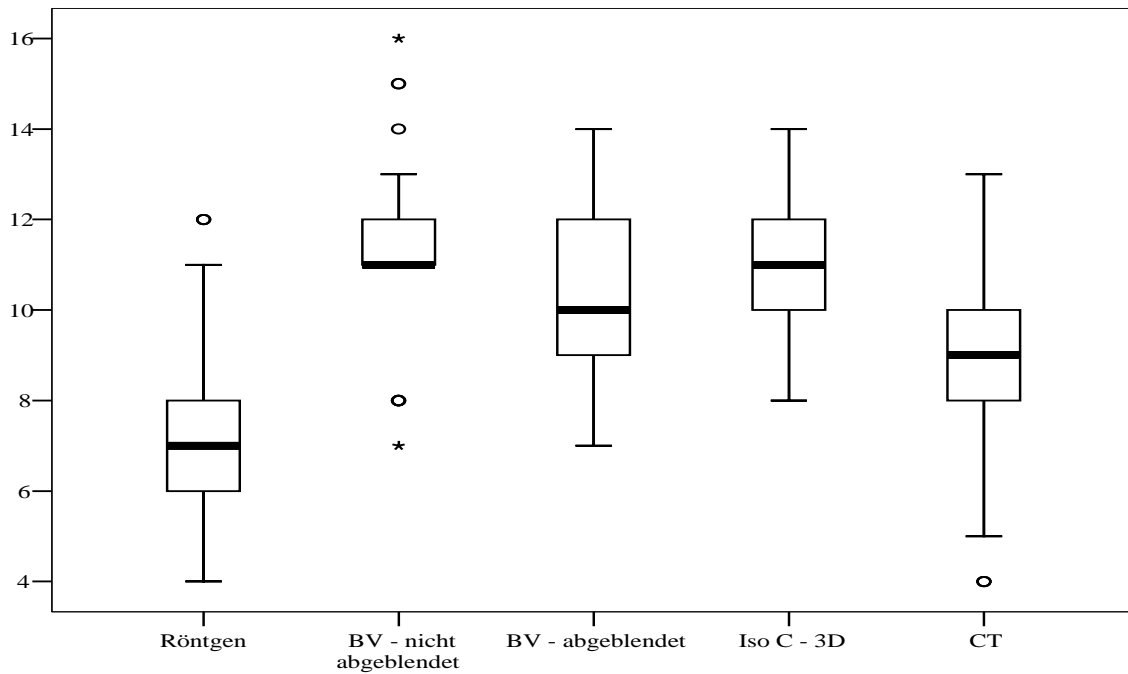
Bei Durchführung einer Varianzanalyse mit diesen Werten unter der Annahme, dass alle Bildverfahren gleichwertig sind, kann diese Hypothese hochsignifikant abgelehnt werden ($p < 0,0001$). Dasselbe Ergebnis hat man auch bei Durchführung des paarweisen Vergleiches nach Scheffé. Somit gibt es einen hochsignifikanten Unterschied zwischen den einzelnen Bildgebungen.

Wenn die Bildqualitäten der Modalitäten mit den höchsten Punktzahlen, nämlich den abgeblendete und den nicht abgeblendeten Bildwandler und den Iso C – 3D, mit dem paarweisen Test nach Scheffé gegeneinander gerechnet werden, zeigt sich, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen diesen Verfahren besteht ($p > 0,18$).

ABBILDUNG 58: Grafik: Summenscore Bildqualität



Der Summenscore setzt sich aus den einzelnen Noten der Qualitätskriterien zusammen. Dabei ist die unterschiedliche Anzahl der Beobachtungsobjekte bei den Bildverstärkerverfahren zu beachten. Die kleinsten Summen wurden im Röntgen und in der CT erreicht. Am besten schnitt hier das konventionelle Röntgen ab, es ergaben sich hier am häufigsten die niedrigsten Punktzahlen (Median = 7). Obwohl die CT auch gute Noten erreichte, wurden die Ergebnisse im Mittelfeld angesiedelt (Median = 9). Dann folgten der abgeblendete Bildverstärker (Median = 10), der Iso C – 3D und der nicht abgeblendete Bildwandler, wobei die letzteren auch noch die schlechtesten Wertungen erzielte (beide Male Median = 11).

ABBILDUNG 59: Boxplot Summenscore Bildqualität

Nochmals verdeutlicht wird die Verteilung der Summen durch den Boxplot. Hier sieht man deutlich, dass das konventionelle Röntgen am besten abschneidet, dann folgen die CT und der abgeblendete Bildverstärker. Es zeigt sich, dass Iso C – 3D und der nicht abgeblendete Bildverstärker ziemlich ähnliche Wertungen haben.

IV. Diskussion

Das Kahnbein hat eine komplexe anatomische Struktur, welche seine Darstellung in den konventionellen bildgebenden Verfahren erschwert [12]. Die Skaphoidfraktur ist die häufigste Fraktur der Handwurzel [60]. Im Falle einer Instabilität ist die Operation die Therapie der Wahl. Außerdem bietet die Osteosynthese auch bei stabilen Formen Vorteile [60, 26, 36, 46]. Darum muss ein Bildgebungsverfahren im Operationssaal ausgewählt werden, das diesen Knochen und das eingebrachte Implantat zuverlässig abbildet, um Fehler schon intraoperativ zu korrigieren. Ziel dieser Studie ist die Überprüfung, ob der C – Bogen Siremobil Iso C – 3D der Firma Siemens Vorteile gegenüber anderen Bildgebungen bietet, und ob er als ein der CT gleichberechtigtes Verfahren angesehen werden kann. Die Besonderheit dieses Gerätes ist die Möglichkeit, konventionelle Durchleuchtungsbilder und dreidimensionale Schnittbilder zu erzeugen. So könnten auf unkomplizierte Art und Weise schon während der Operation Schichtbilder geliefert werden, die eine zutreffende Beurteilung unterstützen. Eine Studie den Talus behandelnd zeigt, dass dies für das Sprungbein durchaus der Fall ist [18]. Eine andere Studie untersuchte die Abstände zwischen Pins und Lochtiefen am distalen Radius an anatomischen Handgelenkpräparaten. Sie wurden im Iso C – 3D, in der CT und in der Präparation festgestellt. Zwischen beiden Bildgebungen war kein Unterschied zu sehen. Außerdem hatte der Scanwinkel des Iso C – 3D keinen Einfluss auf das Ergebnis [41]. Bei Sprunggelenks-traumata und Fußverletzungen wurde der Iso C – 3D bisher erfolgreich am Patienten eingesetzt [53, 57].

Um die Versorgung einer Skaphoidfraktur zu simulieren, wurde in zehn intakte anatomische Präparate jeweils eine kanülierte Herbert – Schraube in offenem Verfahren eingebracht. Dies geschah unter Bildverstärkerkontrolle. Die Operateure versuchten, die geeignetste Schraubelage für das jeweilige Kahnbein zu erlangen. Ziel war die zentrale Lage des Implantates in der Längsachse des Knochens und die Vermeidung der Verletzung angrenzender Gelenke [43, 11, 40]. Die Skaphoide wurden in mehreren bildgebenden Verfahren dargestellt. Zunächst wurden den acht Beobachtern (vier traumatologisch erfahrenen Chirurgen, vier Radiologen) konventionelle Röntgenbilder präsentiert. An zweiter Stelle wurde die Beurteilung unter dem Bildverstärker gestellt, bei dem die Unterarme wie in der Operationssituation gedreht werden konnten. Davon geschahen 36 Beobachtungen nicht abgeblendet, 44 Beobachtungen wurden abgeblendet. Dann wurde die Bildgebung mit dem Iso C – 3D beurteilt. Schließlich wurden die Objekte in der CT gezeigt, da diese als informationsreichste Modalität gilt. Um eine Neut-

ralität der Befragten und des Interviewers zu gewährleisten, waren beide hinsichtlich der tatsächlichen Schraubenlage bis zur Präparation verblindet. Bei der Freilegung der Kahnbeine stellte sich heraus, dass acht Objekte als revisionspflichtig angesehen werden mussten. Dabei war bei zweien die Lage grenzwertig. Offensichtlich falsch liegende Schrauben wurden sehr häufig erkannt. Nur eines dieser Präparate wurde im konventionellen Röntgen fast nie als revisionspflichtig gedeutet. Ein grenzwertig liegendes Implantat befand sich außerhalb der Achse. Dies übersahen die Beobachter in den meisten Fällen in allen Verfahren. Zwei Kahnbeine hatten eine gute Schraubenlage. Eines davon wurde in allen Bildgebungen häufig als inakzeptabel angesehen. Beim abgeblendeten Bildverstärker waren die Beurteilungen ausnahmslos richtig. Oft brachten die Beobachter in diesem Fall ihre Unkenntnis im Hinblick auf das zu interpretierende Bildmaterial zum Ausdruck. Es zeigte sich, dass die Objekte verschiedene Schwierigkeitsgrade herausbildeten, egal, in welche Kategorie sie fielen. Somit kann die Aussagekraft der verschiedenen Modalitäten gut untersucht werden. Eine Übersicht über die Ergebnisse der Präparation gibt Tabelle Nr. 27 Seite 110 im Anhang..

Zu den Präparaten bleibt noch anzumerken, dass sie zum Einbringen der Implantate nicht immer exakt positioniert werden konnten, da die Hände in ihrer Eigenschaft nicht denen von Lebenden entsprachen und teilweise rigide waren.

Die Reihenfolge der Bildgebung wurde so gewählt, dass man sich von dem Verfahren mit dem angenommenen niedrigsten Informationsgehalt auf das mit dem nächsthöheren steigerte. Die Bilder innerhalb der unten beschriebenen Modalitäten wurden in einer zufälligen Reihenfolge gezeigt.

An erster Stelle stand das konventionelle Röntgen, welches standardmäßig zur Diagnosestellung der Kahnbeinfraktur genutzt wird und auch der postoperativen Lagekontrolle des Implantates dient. Hier ist zu erwähnen, dass die anatomischen Präparate aufgrund ihrer Starrheit im posteroanterioren Strahlengang nicht immer in der für die Darstellung des Kahnbeines hilfreichen Ulnarabduktion gelagert werden konnten, so dass die Projektion manchmal unüblich war und daher die Diagnostik erschwert wurde.

Die Durchleuchtung im Bildverstärkermodus des Siremobil Iso C – 3D sollte die Situation im Operationssaal simulieren. Dieses Verfahren ist zur Kontrolle der Schraubenposition während der Operation mittlerweile üblich. Die Beobachter durften die Objekte selbständig unter dem Röntgenstrahl drehen, um einen Eindruck von der Implantatlage zu bekommen. Hier muss aber eingewendet werden, dass bei der Frakturversorgung des Patienten natürlich eine freie Unterarmdrehung nicht möglich ist. Um die Bildqualität zu verbessern, durften die Befragten

zusätzlich mit handelsüblichen Röntgenschürzen abblenden, die um das Präparat gelegt wurden, um so die Streuung zu vermindern. Es ist erwähnenswert, dass der Bildschirm des Prototypen die Abbildung stark nachzieht, so dass ein verwaschenes Bild bei gleichzeitigem Durchleuchten und Bewegen des Objektes entsteht. Bei den neueren Geräten ist dieses Problem weitgehend beseitigt. Nachteilig ist auch die Unmöglichkeit einer Doppelprojektion. Darum kann ein Untersuchungsgegenstand nicht gleichzeitig in zwei Ebenen betrachtet werden.

Die Schnittbilder des Iso C – 3D standen als nächste Modalität an. Die Präparate wurden so gelagert, dass die Kahnbeine mit ihrer Längsachse möglichst in das Isozentrum des C – Bogens gelegt wurden. Um eine freie Rotation zu gewähren und möglichst wenig Artefakte zu erzeugen, wurden die Hände auf eine Unterlage aus Karton gelegt, welcher nun eine freischwebende Konstruktion lieferte, um die sich der Arm des Gerätes drehen konnte. In der Praxis wird nunmehr ein röntgendurchlässiger Karbontisch verwendet. Die Bilder wurden mit 49 kV Ausgangsröhrenspannung und 0,5 mAs Röhrenstrom durchgeführt. Während der Aufnahmesequenz wurden diese Parameter selbständig von dem Gerät korrigiert.

An letzter Stelle stand als etablierte und sehr zuverlässige Methode die CT [62]. Zuvor waren die für die Diagnostik des Kahnbeines üblichen 1 mm – Schichten gefahren worden.

Die Beobachtungszeit wurde bei jedem Beobachter in allen Modalitäten gestoppt, um zu prüfen, ob ein Unterschied zwischen den Verfahren festzustellen sei, denn Zeit ist ein wichtiger Faktor während einer Operation. Organisation des Ablaufes im jeweiligen Saal und Dinge wie zum Beispiel die Narkosedauer sind unter anderem davon abhängig, wie lange die Urteilsbildung des Operateurs über die Qualität der Versorgung dauert. Zur Überprüfung wurde der Median errechnet, da er unempfindlicher gegen Ausreißer ist. Er schwankte zwischen 124,5 sec beim konventionelles Röntgen und 150 sec bei dem nicht abgeblendeten Bildverstärker. Die anderen Verfahren lagen dazwischen. Einen signifikanten Unterschied konnte man in einer Varianzanalyse nicht feststellen. Bei dem Iso C – 3D bleibt noch anzumerken, dass die Akquisition des Datensatzes zusätzlich 120 sec beträgt, was bedeutet, dass sich die Zeiten, die beim Interview gemessen wurden, noch verlängern würden. Außerdem ist ein erhöhter logistischer und damit zeitlicher Aufwand erforderlich (Abdeckung, Lagerungstische etc.). Der Vorteil dieses Verfahrens liegt aber darin, dass bei erforderlichen Revisionen im Gegensatz zur CT in der gleichen Sitzung gehandelt werden kann.

Bei den Bildverstärkerverfahren wurde zusätzlich die Durchleuchtungszeit notiert, da diese unmittelbar mit der verwendeten Strahlenmenge zusammenhängt. Hier wurde nur ein schwach signifikanter Unterschied in der Varianzanalyse entdeckt ($p=0,06$). Die abgeblendete

Version schnitt bei der Auswertung der Bildqualität besser ab und es gibt im Großen und Ganzen kaum Unterschiede in der Richtigkeit der Aussagen.

In der Beurteilung der Schraubenlage sollten die Beobachter anhand von vorgegebenen Zeichnungen angeben, in welcher Position sich die Implantate in Relation zum proximalen Pol, zum distalen Pol und der Taille befanden. Bei der Befragung und der Auswertung schien diese Vorlage jedoch zu kompliziert zu sein, da sie zu vermehrten Rückfragen und schließlich zu stark differierenden Aussagen über die genaue Lage innerhalb und außerhalb des Kahnbeines führte. Somit beschränkte man sich bei der Auswertung auf Aussagen wie „Pol unversehrt – Pol perforiert – Schraube außerhalb des Poles“. Mit diesen qualitativen Angaben konnte man feststellen, dass in den zweidimensionalen Verfahren, das heißt im konventionellen Röntgen und in beiden Bildwandlermethoden, die Schraube vermehrt als im proximalen Pol gelegen angesehen wurde, obwohl dies nicht der Fall war. Ein Grund dafür könnte die massive Überlagerung durch andere Handwurzelknochen sein. Die Schnittbildverfahren tendierten eher dazu, zu viele Fehllagen im proximalen Anteil des Skaphoides vorzutäuschen. Dies könnte durch eine artefaktbedingte zu breite Darstellung des hantelförmigen Gewindes der verwendeten Stahlschrauben im Knochen begründet sein. Bei der Beurteilung des distalen Poles wurde in sämtlichen Bildgebungen – bis auf die CT – viel zu häufig ein intakter Zustand angegeben. Die Anzahl der Perforationen wurde verhältnismäßig im konventionellen Röntgen und der CT am treffendsten bestimmt. Der Iso C – 3D hingegen eignete sich am besten zur Angabe einer Lage außerhalb des Poles.

Um die Aussagekraft der Modalitäten bezüglich der Taille zu prüfen, standen Grafiken mit einem Text zur Verfügung, der die Einteilung „Taille unversehrt – Taille proximal durchbohrt – Taille distal durchbohrt – Taille distal und proximal durchbohrt“ vorschrieb. Es zeigte sich, dass die unversehrten Taillen überall ähnlich gut diagnostiziert wurden. Am besten stellte sich dieser Fall im Iso C – 3D dar. Das schlechteste Ergebnis dazu lieferte der abgeblendete Bildwandler. Die Durchbohrung des proximalen Anteiles der Taille wurde am besten in der CT und im konventionellen Röntgen erkannt. Die singuläre Verletzung des distalen Abschnittes der Taille entdeckten die Gutachter am treffendsten in der CT und im Iso C – 3D. Interessanterweise wurde in einigen Fällen im konventionellen Röntgen und selten in der CT und dem Iso C – 3D eine Perforation beider Taillenanteile gesehen, welche de facto nie vorkam. Dies könnte beim konventionellen Röntgen auf Überlagerungen und in den Schnittbildverfahren auf die zu breite Darstellung der Schrauben durch Artefakte zurückgeführt werden, so dass das Implantat nach außerhalb des Knochens projiziert wird.

Weiter untersucht wurde die Schraubenlage durch eine Überprüfung von Sensitivität und Spezifität. Diese Tests eignen sich, wenn man zwei Aussagen überprüfen möchte, bei denen dichotome Aussagen wie „ja“ und „nein“ untersucht werden. Die Sensitivität beschreibt das Verhältnis aller richtig positiven Aussagen zu allen positiven Ereignissen, die Spezifität das Verhältnis aller richtig negativen Aussagen zu allen negativen Ereignissen. Wenn alle Aussagen mit den Ereignissen übereinstimmen, nehmen die Ergebnisse den Wert eins an [70].

Bei der Interpretation der vorgelegten Daten muss beachtet werden, dass die Fallzahlen sich in den einzelnen Modalitäten unterscheiden.

Die Untersuchung der Frage „Perforiert – nicht perforiert“ betreffend zeigten sich im proximalen Pol die CT und der Iso C – 3D als die Verfahren mit der höchsten Sensitivität. Die Spezifität hierin war in den Bildverstärkerverfahren am besten. Am schlechtesten standen der Iso C – 3D und die CT da. Das Ergebnis war jedoch in allen Bildgebungen nicht schlecht (immer $> 0,8$). Bei der Untersuchung des distalen Poles mit dieser Fragestellung stellten sich das konventionelle Röntgen, der Siremobil Iso C – 3D und die CT als die Methoden mit der höchsten Sensitivität heraus. Die Spezifität war am größten im konventionellen Röntgen, dem nicht abgeblendeten Bildverstärker und im Iso C – 3D. Intraossäre Lagen wurden also im konventionellen Röntgen vergleichsweise gut erkannt, was vielleicht auf die gute Darstellung der Kortikalis zurückzuführen ist und daran liegt, dass das Tuberkulum im lateralen Strahlengang weitgehend frei von Überlagerungen ist [12].

Eine weitere Frage war, wie gut die einzelnen Verfahren eine simple Perforation von einer extraossären Lage unterscheiden können. Was den proximalen Pol angeht, schlossen alle Verfahren beim Erkennen einer Durchstoßung der Kortikalis sehr gut ab. Die Spezifität, also die Darstellung der extraossären Lage, wurde nur in der CT und dem Iso C – 3D zufriedenstellend diagnostiziert. Beim Testen des distalen Poles war die Sensitivität ebenfalls in allen Bildgebungen hoch, die Spezifität jedoch nur in den Schnittbildverfahren gut.

Lagen komplett außerhalb des Knochens werden also durch das konventionelle Röntgen und die Bildwandlermethoden nur schwerlich von einfachen Perforationen unterschieden. Dies sollte Konsequenzen für die Situation im Operationssaal haben, da intraoperativ die Kontrolle der Schraubenlage nur mit dem Bildverstärker durchgeführt wird.

Bei diesen Ergebnissen ist übrigens zu beachten, dass aus Gründen der Praktikabilität in die Berechnungen nur Fälle eingingen, bei denen mindestens eine Perforation erkannt worden war, und solche ausgeschlossen wurden, die intraossär lagen, bei denen aber eine Perforation gesehen worden war.

Was die Taille betrifft, wurden Durchbohrungen des proximalen Anteiles in der CT und dem

nicht abgeblendeten Bildverstärker mit einer hohen Sensitivität diagnostiziert. Die Spezifität, die durch eine richtig erkannte nicht durchbohrte Taille definiert ist, erreichte für alle Bildgebungen einen ähnlich guten Wert. Im distalen Bereich wurde für das konventionelle Röntgen und die CT ein großer Anteil an richtig positiven Perforationen erkannt. Die intakte Taille erreichte eine hohe Spezifität in allen Modalitäten.

Bei der Interpretation dieser Daten ist zu beachten, dass nur wenige Fälle eine Verletzung der Taille aufwiesen. Darum könnte die gute oder schlechte Sensitivität aufgrund der niedrigen Datenmenge zustande gekommen sein.

Jede Aussage den proximalen Pol, den distalen Pol und die Taille betreffend wurde mit der Präparation verglichen und als richtig oder falsch gewertet. Diese drei Punkte wurden zusammengefasst, und es wurde dargestellt, in welchen Fällen sämtliche Schraubenlagen richtig diagnostiziert worden waren. Auf diese Weise zeigte sich, dass die häufigsten Richtigaussagen mit Hilfe der Schnittbildverfahren gemacht wurden, obwohl es auch Skaphoide gab, bei denen das konventionelle Röntgen eine höhere Aussagekraft hatte. Bezeichnend ist, dass es unter dem abgeblendeten, dem nicht abgeblendeten Bildverstärker und dem konventionellen Röntgen Objekte gab, bei denen immer mindestens eine Aussage falsch war. Der Mosaikplot (Abbildung 53 Seite 68) verdeutlicht dieses Ergebnis. Aus diesem Umstand kann man schließen, dass intra – oder postoperativ angefertigte Bilder, welche der Kontrolle dienen sollen, nicht immer die richtige Diagnose liefern.

Bei einer von dem Implantat durchstoßenen Kortikalis sollten die Beobachter die Gelenketeiligung mit bewerten. Die Aussagen wurden in einer Häufigkeitstabelle zusammengetragen und rein deskriptiv beschrieben, da die Auswahlmöglichkeiten der Antworten groß waren und die Anzahl der Behauptungen zu niedrig war, um sinnvolle statistische Berechnungen durchzuführen zu können.

Ein intakter Gelenkspalt wurde proximal am treffendsten in den beiden Schnittbildverfahren diagnostiziert, im konventionellen Röntgen und im Bildverstärker wurde häufig eine Verletzung übersehen. Distal hingegen stellten sich alle Verfahren als geeignet heraus. Die Affektion des Kahnbeinknorpels wurde handgelenksnah im Iso C – 3D am treffendsten diagnostiziert. CT und konventionelles Röntgen lieferten im Unterschied dazu schlechtere Ergebnisse. Distal wurde sie in sämtlichen Modalitäten zu häufig gesehen. Das Übertreten der Schraube in den Knorpel des Lunatums wurde überall zu selten gesehen. Dafür wurde in den Schnittbildverfahren zu häufig eine ossäre Verletzung dieses Knochens angenommen. Eine kombinierte chondrale Affektion der Speiche und des Mondbeines diagnostizieren die Beobachter fälsch-

licherweise in allen Modalitäten außer dem nicht abgeblendeten Bildverstärker. Die Anbohrung des Trapeziumknorpels wurde am treffendsten in der CT festgestellt. Die beiden Schnittbildverfahren führten in sehr seltenen Fällen zum Trugschluss der Mitbeteiligung des Trapezoideum. Die knöcherne Verletzung der Speiche war ebenfalls ein nur im Iso C – 3D und in der CT erkennbarer Punkt. Eine ossäre Affektion des Trapeziums wurde hingegen in allen Verfahren zu selten genannt.

Eine Überbewertung der Gelenkbeteiligung und der Trugschluss der knöchernen Mitbeteiligung besonders in den dreidimensionalen Bildgebungen entsteht wohl dadurch, dass die beiden Gewinde durch die Artefaktbildung zu groß abgebildet werden und darum die Knochengrenzen überlagern. Dieser Effekt tritt besonders dann auf, wenn die Knochen dicht nebeneinander liegen. Das Problem der Überlagerung zeigt sich vor allem beim konventionellen Röntgen und den Bildverstärkerverfahren. Dadurch wurde zu häufig eine gute Lage angenommen. In allen Modalitäten trat der Fall auf, dass die Beobachter sich kein Urteil zutrauten.

Abgesehen von der Implantatlage in den Polen und bezüglich der Taille sollte auch ihre Qualität beurteilt werden. Die Befragten erkannten eine Revisionspflichtigkeit in den Aufnahmen des Iso C – 3D und der CT am treffendsten. Im konventionellen Röntgen wurde die Position der Schraube zu häufig als akzeptabel oder gut befunden. In diesem Verfahren brachten die Probanden auch die größte Unsicherheit zum Ausdruck.

Ebenfalls untersucht wurde, ob die Gutachter den richtigen Revisionsgrund, der als Freitext auszufüllen war, erkannten. Die Ergebnisse wurden mit Hilfe einer Häufigkeitstabelle dargestellt. Die Aussagen wurden prozentual miteinander verglichen, da die Menge der als revisionspflichtig angesehenen Implantate sich von Modalität zu Modalität unterschied.

Die Anzahl der Objekte, bei denen die proximale Gelenkbeteiligung als Anlass für eine Revision genannt wurde, stimmte am besten im konventionellen Röntgen mit der Präparation überein. In den anderen Verfahren wurde sie zu selten genannt. Die distale Gelenkbeteiligung wurde insgesamt sehr schlecht in allen Modalitäten erkannt. Das Argument „unzureichend gefasster proximaler Pol“ wurde im Siremobil Iso C – 3D am treffendsten angeführt. Die zweidimensionalen Verfahren und die CT deckten diesen Fehler kaum auf. Die falsche Diagnose, nämlich dass eine Schraube den distalen Anteil des Kahnbeines nicht richtig fasste, wurde in allen Darstellungen zu häufig gesehen. Somit schienen sie alle recht unzuverlässig. Eine Taillenverletzung wurde nur im konventionellen Röntgen und beim nicht abgeblendeten Bildverstärker als Revisionsgrund angegeben. Eine zu lange Schraube wurde sowohl proximal als auch distal angeführt. Man muss aber anmerken, dass die Länge durch eine unzulässi-

ge Implantatlage nur vorgetäuscht worden war und durch deren Korrektur auszugleichen gewesen wäre. Die falsche Biomechanik durch Fehllage im Knochen wurde insgesamt zu selten genannt. Proximal und distal zeigte das konventionelle Röntgen diesen Umstand zuverlässig auf, in allen anderen Bildgebungen wurde er kaum erkannt. Der Siremobil Iso C – 3D bildete diesen Fall im distalen Kahnbeinanteil sehr treffend ab.

Interessant ist auch die Beantwortung der Fragestellung, ob überhaupt eine Revision gefordert und dabei der richtige Revisionsgrund genannt wurde. Größte Erkenntnis erlangte man durch die CT und den Iso C – 3D. Am schlechtesten schnitt der abgeblendete Bildverstärker ab. Die Forderung nach einer Revision mit Nennung des falschen Grundes dafür wurde am häufigsten durch das konventionelle Röntgen und die Bildwandlermethoden veranlasst. Eine übersehene Notwendigkeit der erneuten Einbringung des Implantates zeigte sich in großer Anzahl im abgeblendeten Bildverstärker und im konventionellen Röntgen. In dieser Kategorie wurden die CT und der Iso C – 3D selten genannt. Auffällig ist, dass der abgeblendete Bildverstärker in diesem Fall schlechtere Ergebnisse als der nicht abgeblendete lieferte, obwohl die Bildqualität bei ihm als höher eingestuft wurde. Die aufgrund der CT – und Iso C – 3D – Bilder gemachten Aussagen zeigen eher Tendenz zur tatsächlichen Qualität der Schraubenlage als die übrigen Verfahren, wenn auch die CT in diesem Fall besser abschneidet. Eine Übersicht geben die Tabelle 20 Seite 75 und die dazugehörige Abbildung 56 Seite 76.

Wenn die Probanden sich nicht sicher waren, konnten sie ein Urteil verweigern. Von dieser Option wurde selten Gebrauch gemacht. Dann sollte geprüft werden, ob dies aufgrund der Bildgebung oder der Selbsteinschätzung des Beobachters geschah. Dabei wurde oft die Bildqualität angemahnt. Besonders traf dies auf den proximalen Anteil des Skaphoides im konventionellen Röntgen und in der CT zu. Im Iso C – 3D wurde die fehlende Abgrenzbarkeit des Knochens beklagt. Eine falsche Lagerung der Extremität wurde im konventionellen Röntgen und den beiden Bildverstärkermethoden als Grund angegeben. Sehr selten hielt sich der Beobachter selber für inkompetent.

Die Interviewten sollten ihre Zufriedenheit mit der jeweiligen Bildgebung ausdrücken. Eine daraus resultierende weiterführende Bildgebung wurde am seltensten in den Schnittbildverfahren gefordert. Die anderen Modalitäten wurden allgemein schlechter bewertet.

Um zu überprüfen, ob die Beobachter zur Untermauerung ihres Urteiles eine weitere Bildgebung benötigten oder ob sie ohne diese den richtigen Schluss zogen, wurde eine Verknüpfung zwischen dem Erkennen der Revisionspflichtigkeit und der Forderung nach weiterer Bildgebung gebildet. Es wurde eine Ordinalskala zur Objektivierung entwickelt. Bei dieser Art von

Skalierungssystem ist die Bildung von Medianen sinnvoll, da man keine normierten Abstände zwischen den einzelnen Wertungen hat.

Durch das Bildmaterial der CT und des Iso C – 3D wurde ein sicheres Urteil mit höchster Wertung am häufigsten erreicht, das heißt, die Revisionspflicht wurde erkannt und keine weitere Bildgebung war vonnöten. Beim konventionellen Röntgen, welches eine sehr hohe Bildqualität aufwies (siehe unten), wurde zu selten eine falsche Schraubenlage erkannt. Die Bildwandlerverfahren zeigten ähnliche Ergebnisse bei schlechter Bildqualität. Bei dem nicht abgeblendeten Bildverstärker bleibt anzumerken, dass einerseits eine Revisionspflicht oft erkannt, aber andererseits trotzdem eine aufschlussreichere Bildgebung gefordert wurde. Eine Varianzanalyse ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den einzelnen Methoden ($p < 0,01$).

Ebenfalls mit einem Benotungssystem wurde überprüft, ob eine gute Lage in den einzelnen Modalitäten erkannt wurde und wie der Zusammenhang mit der Forderung nach einer weiteren Bildgebung war. Allerdings ist zu beachten, dass hier die Fallzahl sehr klein war.

Ein sicheres Urteil wurde am häufigsten im abgeblendeten Bildverstärker, der CT und im Iso C – 3D gefällt. Jedoch ist anzumerken, dass im konventionellen Röntgen in 35 %, in der Iso C – 3D – Bildgebung 38 % und in der CT - Bildgebung 20 % die Situation falsch eingeschätzt, aber keine weitere Bildgebung für nötig gehalten wurde. Dies könnte man so deuten, dass eine als allgemein sicher geltende Methode, die eine gute Bildqualität liefert, weniger dazu beiträgt, weitere aufschlussreiche Bildgebungen aus anderen Verfahren zur Diagnosesicherung zu fordern.

Bei der Untersuchung der Bildqualität zeigte sich, dass sowohl der Iso C – 3D als auch der nicht abgeblendete Bildverstärker die höchsten und somit schlechtesten Punktzahlen erreichten. Besonders unbefriedigend schnitt der Iso C – 3D bei der Darstellung der Spongiosa und bei der Bewertung der Artefakte ab, die auf die einliegenden metallischen Implantate zurückzuführen sind. Es bleibt anzumerken, dass intraoperativ die Abbildung der Spongiosa keine große Rolle spielt. Die Abbildung der Kortikalis und das Bildrauschen wurden besser bewertet. Bei den Darstellungen von Kortikalis, Spongiosa und Bildrauschen sind die Mediane gleichwertig mit denen der CT. Die Bildqualität wurde schon bei Studien betreffend den Talus und das Becken bemängelt [18, 71, 32]. Zu unserer Studie muss angefügt werden, dass die Implantatlagen trotz der relativ schlechten Bildqualität des Iso C – 3D im Vergleich mit dem deutlich höher bewerteten konventionellen Röntgen erheblich öfter richtig erkannt worden waren. Eine Varianzanalyse zeigte, dass sich die Modalitäten in der Bildqualität hochsignifi-

kant unterscheiden ($p < 0,0001$). Es bleibt zu beachten, dass die Untersuchung mit einem Prototypen durchgeführt wurde. Das zur Zeit käufliche Modell liefert Bildmaterial höherer Qualität als das für die Studie zur Verfügung gestellte Gerät.

Diese Arbeit legt dar, dass der Prototyp des Siremobil Iso C – 3D von Siemens im Hinblick auf die Beurteilung der Lage einer Herbert – Schraube im Kahnbein ähnliche Ergebnisse liefert wie die CT. Die Konsequenzen, welche aus den Diagnosen gezogen werden können, sind ebenfalls miteinander vergleichbar, obwohl der Iso C – 3D etwas schlechter abschneidet. Im Vergleich zu den anderen bildgebenden Verfahren, nämlich dem konventionellen Röntgen, dem abgeblendeten und nicht abgeblendeten Bildverstärker, liegt der Prototyp in mancher Hinsicht weit vorne, obwohl die Bildqualität schlechter bewertet wurde als zum Beispiel die des konventionellen Röntgens.

Das Kahnbein kann in dieser Modalität gut abgegrenzt werden. Somit ist diese Bildgebungsmethode zur intraoperativen Lagekontrolle der untersuchten Implantate geeignet. Man kann durch sie bereits im Operationssaal zuverlässige Schnittbilder generieren, welche die Schraubenlage und das Skaphoid dreidimensional abbilden. Damit lässt sich die Menge der Fehltagen von Implantaten reduzieren. Im Gegensatz zum Prototypen besteht bei dem sich auf dem Markt befindlichen weiterentwickelten Bildverstärker die Möglichkeit, den Bogen zu kippen und den Datensatz für die Berechnung der Schnittbilder in jeglicher Position zu akquirieren. Dadurch wird die Bedienung des Gerätes erleichtert und das Anwendungsspektrum erweitert. Eine Studie, die den Iso C – 3D und die CT betraf, zeigte im Radius keinen Unterschied bei der Vermessung von Pinabständen und Lochtiefen bei einem Strahlengang senkrecht und in 30° – und 90° – Stellung zum Radius [41].

Die Größe des Gerätes unterscheidet sich kaum Weise von den bereits im Operationssaal eingesetzten C – Bögen, was ebenfalls ein Vorteil des Siremobil Iso C – 3D ist. Schließlich kann die Beurteilung der Implantatlage ohne größeren Aufwand besser eingeschätzt werden. Revisionen müssten durch die dreidimensionale Darstellung des Iso C – 3D nicht mehr in einer zweiten Sitzung durchgeführt werden. Fehler würden sofort erkannt werden und die Korrektur gleich bei der ersten Operation erfolgen. Dadurch können Kosten eingespart werden [31].

Des weiteren wurden Studien durchgeführt, welche den C – Bogen als Grundlage für navigierte Operationen an der Wirbelsäule als geeignet ansahen [17]. Die Implantatlage und das Operationsergebnis können durch Navigation relevant verbessert werden [17]. Der Datenerwerb wäre unabhängig von präoperativ erstellten CT – Bildern, die Änderungen der knöchernen Situation kurz vor dem Eingriff nicht abbilden können. Ein Modell zur Navigation mit

dem Iso C – 3D wurde bereits für die Wirbelsäule entwickelt [17].

Ein Manko war zum Zeitpunkt der Studie das Fehlen eines für die praktische Anwendung konstruierten Lagerungstisches, der röntgendurchlässig sein muss, da sonst das sich im Tisch befindliche Metall zu viele Artefakte generiert. Dies gilt für sämtliche Körperteile, die mittels in dieses Verfahrens abgebildet werden. Praktikable Lösungen wie Karbontische werden bereits von der Industrie angeboten.

Außerdem muss noch weiter untersucht werden, ob das Gerät geeignet ist, andere periphere Gelenke effizient darzustellen und ob Implantate wie Marknägel beurteilt werden können. Am Sprunggelenk ist die Darstellung von Platten erfolgreich [53].

Die Artefaktentstehung muss noch weiter erforscht werden, um diese technisch reduzieren zu können. Dadurch könnte die Beurteilbarkeit der Implantate nochmals verbessert werden.

Ein weiteres Einsatzgebiet des Gerätes, nämlich sein Einsatz bei Navigationsverfahren, wird in Zukunft sicherlich den klinischen Wert weiter steigern.

Fallbeispiel

Um die Praktikabilität der Anwendung des Iso C – 3D am Patienten und insbesondere beim Kahnbein zu überprüfen, wird bereits eine Studie mit dem handelsüblichen Gerät durchgeführt. Hierbei wird die Lage der Herbert – Schraube im Kahnbein des Patienten im Durchleuchtungs – und im Schnittbildmodus kontrolliert. Postoperativ wird ein konventionelles Röntgenbild angefertigt.

Im folgenden wird ein Fallbeispiel besprochen werden.

Ein männlicher Patient von 18 Jahren stellte sich in unserem Haus bei Zustand nach Sturz auf die linke Hand beim Fußballspiel vor. Es ergab sich klinisch der Verdacht einer Skaphoidfraktur. Im zunächst durchgeführten konventionellen Röntgen wurde kein Bruch gesehen (Abbildung 60 Seite 96).

ABBILDUNG 60: Fallbeispiel: Röntgenaufnahme Kahnbeinfraktur links



Da sich aber klinisch dringend der Verdacht auf Kahnbeinfraktur ergab, wurde standardgemäß eine Magnetresonanztomografie des Karpus in folgenden Sequenzen angefertigt: nativ T1w koronar, STIR koronar, T1w und T2 w axial und Flash sagittal. Es zeigte sich eine frische nicht dislozierte Skaphoidfraktur am Übergang vom distalen zum mittleren Drittel. Ein Avitalitätsnachweis lag nicht vor. Außerdem zeigte sich nebenbefundlich noch eine Läsion des Os trapezoideum. Als Differenzialdiagnosen wurden hier Bone bruise, eine zystische Läsion oder eine Variante bei sklerosiertem Gefäßkanal genannt. Die Aufnahmen der MRT sind unter den Abbildungen 61 - 68 Seite 97 zu sehen.

ABBILDUNG 61, 62, 63: Fallbeispiel: MRT – Bilder koronar

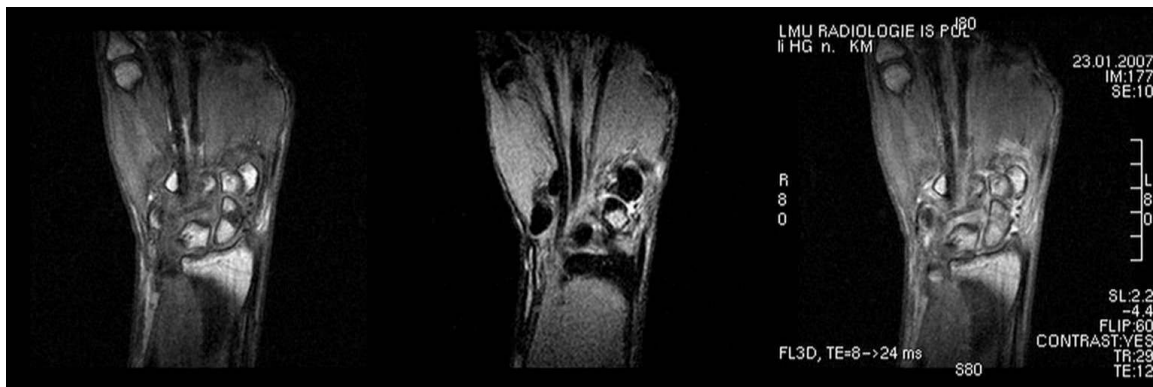


ABBILDUNG 64, 65, 66: Fallbeispiel: MRT – Bilder axial

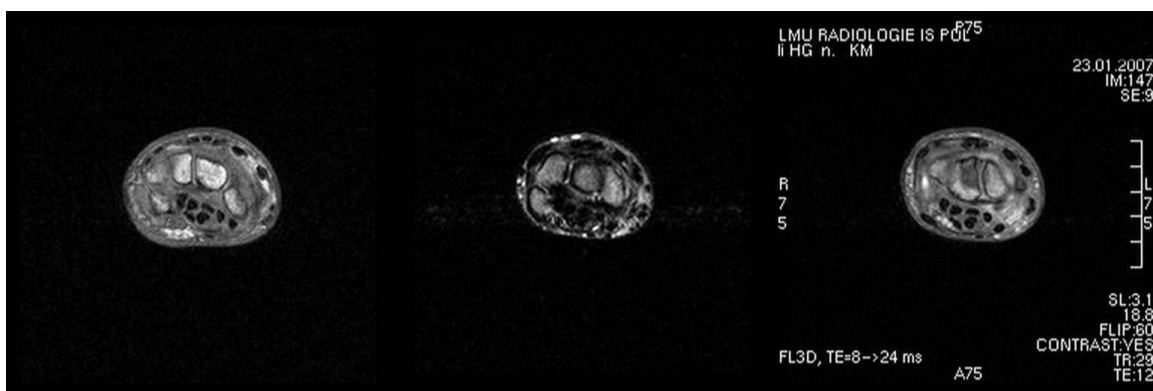


ABBILDUNG 67, 68: Fallbeispiel: MRT – Bilder sagittal



Die Operationsindikation bei einer A2 – Fraktur nach Herbert wurde gestellt. Als Implantat wurde die kanülierte Herbert – Schraube der Firma Martin gewählt. Die Lagerung wurde auf einem röntgendurchlässigen Handtisch aus Karbon vorgenommen, so dass die Akquisition des Datensatzes möglichst artefaktfrei erfolgte und der C – Bogen sich frei um die Hand bewegen konnte. Dabei lag die Hand des Patienten mit der Handfläche nach oben und bei Einbringen des Drahtes und der Schraube nach dorsal überstreckt. Die Lagekontrolle der Implan-

tate sollte mit dem Iso C – 3D erfolgen. Lagerungsbilder zeigen die Abbildungen 69 - 71 Seite 98 In Abbildung 69 sieht man den Arm ohne Abdeckung. Die Abbildungen 70 und 71 Seite 98 entsprechen der Position des Iso C – 3D mit Abdeckung vor und nach einem vollständigen Scan.

ABBILDUNG 69: Fallbeispiel: Lagerung auf dem Handtisch ohne Abdeckung



ABBILDUNG 70: Fallbeispiel: Lagerung auf dem Handtisch mit Abdeckung vor dem Scan

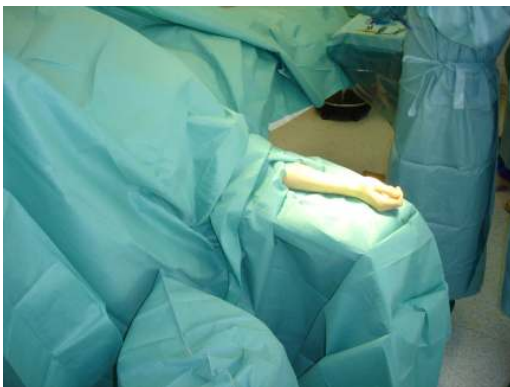


ABBILDUNG 71: Fallbeispiel: Lagerung auf dem Handtisch mit Abdeckung nach dem Scan



Der Führungsdraht wurde unter Bildverstärkerkontrolle in üblicher Weise eingebracht. Daraufhin wurden Aufnahmen im 3D – Modus des Siremobil Iso C – 3D zur endgültigen Lagekontrolle gemacht. Auf den Abbildungen 72 - 75 Seite 99 sind die Positionen der Hand bei der Lagekontrolle des Kirschnerdrahtes und die jeweiligen Aufnahmen im 2D – Modus in zwei Ebenen zu sehen. Durch den Iso C – 3D generierte axiale Schnittbildaufnahmen des Kirschnerdrahtes im proximalen Pol, der Taille und im distalen Pol finden sich in den Abbildungen 76 - 78 Seite 100:

ABBILDUNG 72, 73: Fallbeispiel: Lage Kirschnerdraht ap: Lagerung, Durchleuchtung 2D – Modus

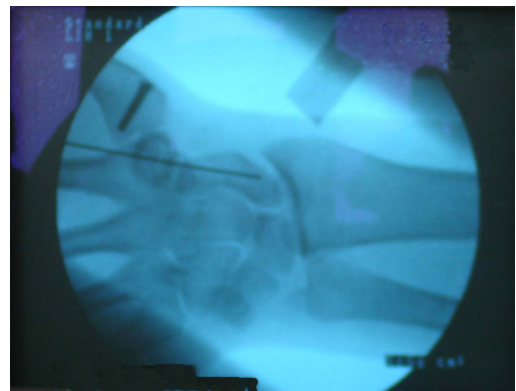


ABBILDUNG 74, 75: Fallbeispiel: Lage Kirschnerdraht lateral: Lagerung, Durchleuchtung 2D – Modus

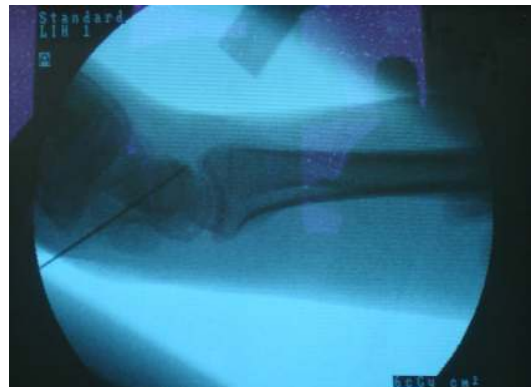
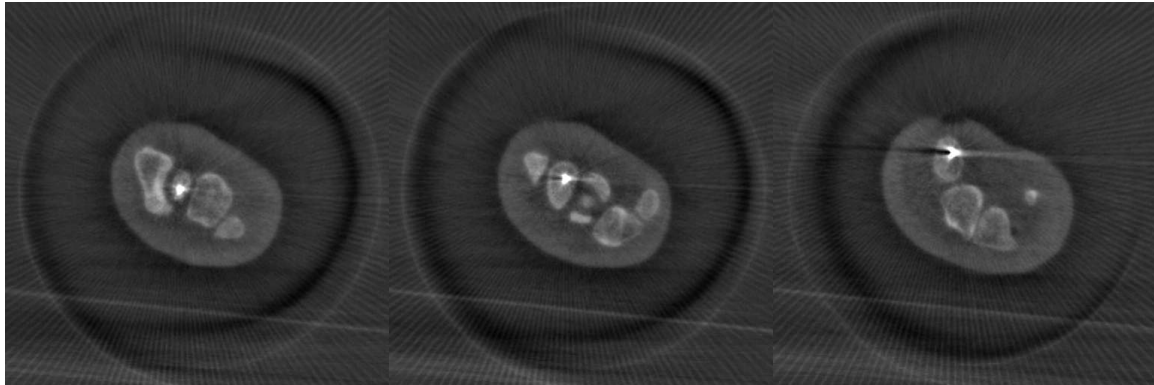
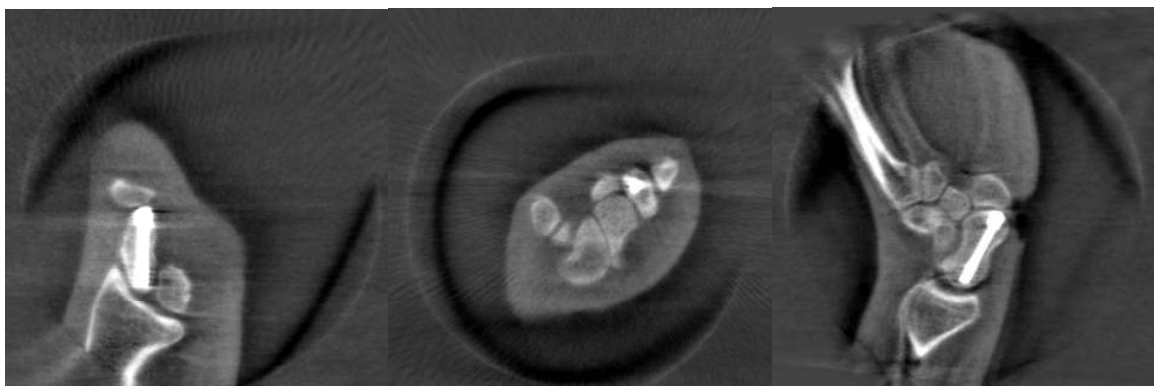


ABBILDUNG 76, 77, 78: Fallbeispiel: Lage Kirschnerdraht 3D – Modus proximal, Taille und distal in axialer Ebene



Bei guter Lage des Führungsdrahtes erfolgte das Einbringen der Herbert – Schraube. Die endgültige Position der Schraube wurde mit dem Iso C – 3D in Schnittbildtechnik festgestellt. Die Bilder in koronarer (Abbildung 79), axialer (Abbildung 80) und sagittaler (Abbildung 81) Schnittführung sind auf Seite 100 zu sehen. Der Operateur konnte wie immer auch hier zwischen verschiedenen Helligkeitsgraden und Kontrasten wählen. Die unten zu sehende Position des Implantates wurde als akzeptabel angesehen. Die Schraube liegt fast zentral, distal wird ein leichter Überstand diagnostiziert. Man kann die Lage in der Achse des Kahnbeines gut beurteilen. Auffallend sind wieder die Streifenartefakte.

ABBILDUNG 79, 80, 81: Fallbeispiel: Schnittbilder im 3D – Modus des Iso C – 3D in koronarer, axialer und sagittaler Ebene, linkes Kahnbein mit einliegender Schraube



Postoperativ wurde nochmals eine Kontrolle im konventionellen Röntgen durchgeführt (Abbildung 82 Seite 101). Das mit dem Iso C – 3D gefällte Urteil wird hier bestätigt.

ABBILDUNG 82: Fallbeispiel: Röntgenaufnahme der Herbert – Schraube im linken Kahnbein des Patienten



V. Zusammenfassung

Gegenstand der Studie: Das Kahnbein nimmt aufgrund seiner Position in der Handwurzel eine wichtige Aufgabe wahr. Bei Frakturen dieses Knochens kann die Funktion des Handgelenkes stark eingeschränkt sein. Die Heilungstendenz dieser Verletzung ist sowohl bei manchen stabilen als auch instabilen Situationen unter konservativer Therapie schlecht, unter anderem wegen der besonderen Durchblutungssituation des Kahnbeines. Immer häufiger wird darum die Indikation zur Operation gestellt. Meistens wird als Implantat die Herbert – Schraube eingesetzt, welche es auch in kanülierter Form gibt. Die Darstellung des Osteosynthesematerials in situ ist häufig durch die Krümmungen des Knochens und durch Überlagerungen der angrenzenden Strukturen erschwert. Eine korrekte Einbringung ist aber besonders wichtig, da durch eine Fehllage die Heilung der Fraktur negativ beeinflusst wird und bei einer Gelenkbeteiligung die angrenzenden Knochen verletzt werden können, was zu Schmerzen oder vorzeitiger Arthrose führt. Der Siremobil Iso C – 3D der Firma Siemens, Erlangen ist ein C – Bogen, bei dem fakultativ zum üblichen Bildverstärkermodus eine Schnittbildgebung in drei Ebenen zugeschaltet werden kann. Aus einem aus hundert Bildern akquirierten Datensatz können Schnittbilder in drei Ebenen (x –, y –, z – Achse) mit einer Pixelgröße von 0,5 mm und einen Datenwürfel mit Kantenlänge 12,9 cm erstellt werden, indem der C – Bogen um ein vorgegebenes Isozentrum rotiert. Es sollte untersucht werden, ob das Gerät geeignet ist, die Lage einer Herbert – Schraube im Kahnbein zufriedenstellend abzubilden und wie es dazu im Vergleich zu den Bildgebungen CT, abgeblendeter und nicht abgeblendeter Bildwandler und konventionelles Röntgen steht. Außerdem sollte die Bildqualität beurteilt werden.

Material und Methoden: Es wurden in zehn anatomische Präparate (Hände und Unterarme) jeweils eine kanülierte Herbert – Schraube unter Bildverstärkerkontrolle eingebracht. Diese wurden mit konventionellem Röntgen, nicht abgeblendetem und abgeblendetem Bildwandler, Iso C – 3D und CT aufgenommen. Die verschiedenen Bildgebungen wurden acht ärztlichen Beobachtern präsentiert, die mit Hilfe eines standardisierten Fragebogens Auskunft über Implantatlage und Bildqualität geben sollten. Nach der Befundung wurden die Kahnbeine präpariert und die tatsächliche Schraubenlage mit den von den Interviewten gestellten Diagnosen verglichen.

Ergebnisse: Am Ende der Präparation zeigten sich acht Fehllagen und zwei regelrechte Implantatlagen. Es gab keinen zeitlichen Unterschied in den verschiedenen Modalitäten beim Ausfüllen der Fragebögen.

Bei der Untersuchung der Sensitivität und Spezifität zeigten sich hinsichtlich der Fragestel-

lung „perforiert – nicht perforiert“ im proximalen Pol die Schnittbildverfahren als die Methoden mit der höchsten Sensitivität. Die Spezifität lag bei beiden Verfahren in einem zufriedenstellenden Bereich.

Am distalen Pol wurden Perforationen im Iso C – 3D relativ akzeptabel, in der CT mittelmäßig erkannt. Beide Verfahren wurden vom konventionellen Röntgen übertroffen. Die Spezifität war beim konventionellen Röntgen höher als bei dem Iso C – 3D und dem nicht abgeblendeten Bildverstärker. Intraossäre Lagen wurden in diesen drei Modalitäten gut erkannt.

Bei der Fragestellung „im Knochen – außerhalb des Knochens“, die den proximalen und distalen Pol betraf, war die Sensitivität bei allen Bildgebungen ungefähr gleich. Eine Lage außerhalb des Poles wurde nur in den Schnittbildverfahren CT und Iso C – 3D zufriedenstellend diagnostiziert.

Eine Verletzung der Taille konnte am besten in der CT aufgedeckt werden; wenn sie nicht verletzt war, wurde dies in allen Bildgebung in einem akzeptablen Ausmaß festgestellt.

Die Gelenkbeteiligung wurde vor allem in den Schnittbildverfahren am treffendsten erkannt. Sie waren auch am geeignetsten, um die Revisionspflichtigkeit der Implantatlage zu erkennen. Wenn eine Revision gefordert wurde, war allen voran die CT das geeignetste Verfahren, darauf folgte der Iso C – 3D.

Die Bildqualität war im Iso C – 3D am schlechtesten, das konventionelle Röntgen war die Modalität, welche in dieser Kategorie die beste Punktzahl erlangte.

Diskussion: Es wurden in allen Bildgebungen sowohl korrekte als auch fehlplatzierte Implantate falsch gedeutet, besonders im konventionellen Röntgen und den beiden Bildverstärkerverfahren. Die CT und der Iso C – 3D scheinen die geeigneteren Verfahren zu sein, obwohl der C – Bogen eine schlechtere Bildqualität aufweist. Es zeigt sich, dass sowohl Perforationen als auch Lagen außerhalb des Kahnbeinpoles in den Schnittbildverfahren eindeutig besser erkannt werden. Der Iso C – 3D kann als hochwertiges Gerät zur Beurteilung einer Herbert – Schraube im Skaphoid bezeichnet werden, das sicherere Ergebnisse als die zur Zeit verwendeten Bildverstärker liefert. Eine Fallstudie zur Beurteilung des Implantates am Patienten läuft zur Zeit. In der Zukunft wird sicherlich der Einsatz des Iso C – 3D bei Navigationsverfahren an peripheren Gelenken und am Rumpf von klinischer Relevanz sein.

Fazit: Der Einsatz des Siremobil Iso C – 3D im Operationssaal kann als gerechtfertigt bezeichnet werden. Er liefert wertvolle Informationen bei der Osteosynthese von Handwurzelfrakturen, die durch die bisher übliche intraoperative Bildgebung nicht erhalten werden können.

VI. Anhang**VI.1 Ergänzungen zu „Material und Methoden“: Fragebogen und Vorlage****VI.1.a Bestimmung der Schraubenlage mittels der Vorlage**

Die Abbildungen 83 und 84 auf den Seiten 105 und 106 zeigen das Kahnbein in anterioposteriorer und lateraler Ansicht mit einer Herbert – Schraube. Jeder möglichen Position ist eine Nummer zugeordnet. Eine Kombination aus den Zehnern (entspricht der Ansicht von vorne) und den Einern (von der Seite) gibt die Lage der Schraube im Kahnbein an. Zuerst soll die Position der Schraube in beiden Teilen des Knochens angegeben werden, dann diejenige im proximalen und distalen Anteil, wobei die Taille ebenfalls mit berücksichtigt wurde. Perforationen werden mit anderen Ziffern belegt als nicht perforierte Knochenanteile.

ABBILDUNG 83: Vorlage zur Angabe der anteroposterioren Ansicht

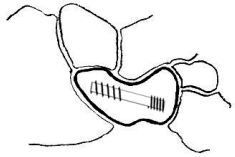
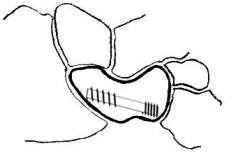
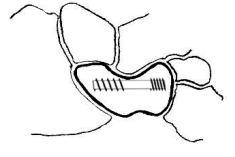
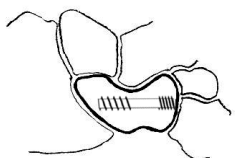
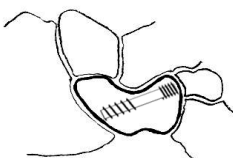
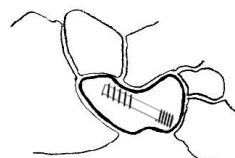
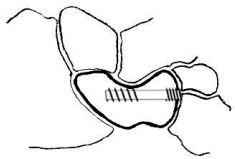
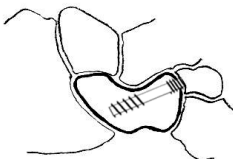
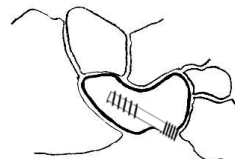
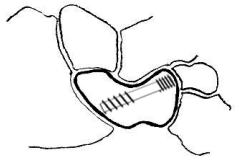
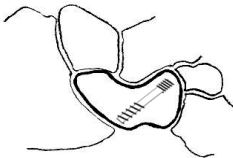
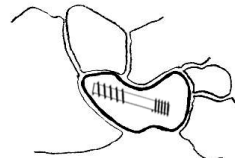
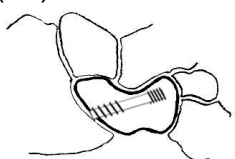
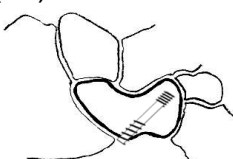
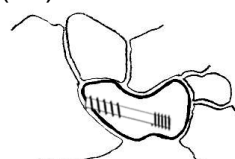
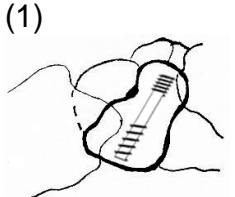
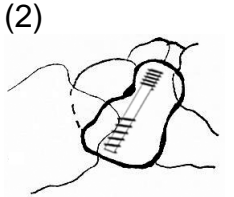
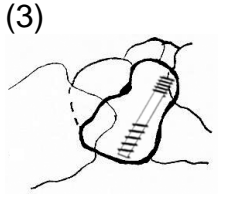
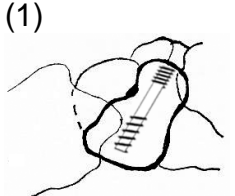
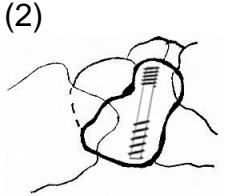
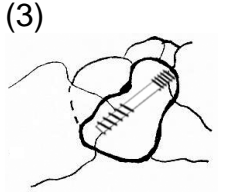
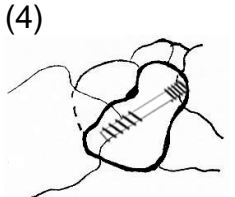
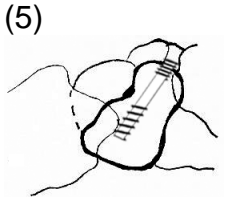
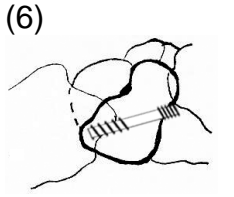
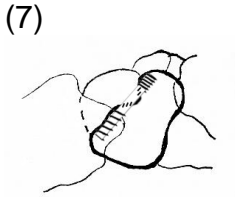
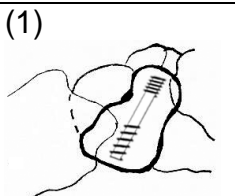
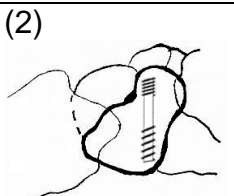
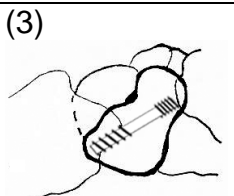
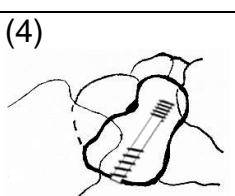
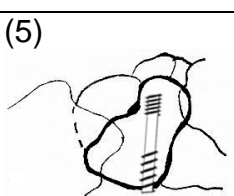
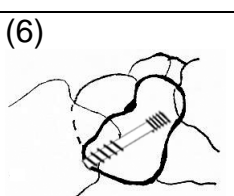
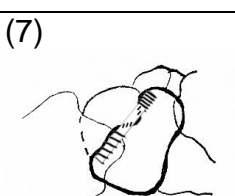
(1) in beiden Teilen des Skaphoides	(10) 	(20) 	(30) 
(2) Lage distal Perforation distal?	(10) 	(20) 	(30) 
Gleich weiter mit →	(40) 	(50) 	(60) 
(3) Lage proximal Perforation proximal?	(10) 	(20) 	(30) 
Gleich weiter mit →	(40) 	(50) 	(60) 

ABBILDUNG 84: Vorlage zur Angabe der lateralen Ansicht

(1) in beiden Teilen des Skaphoides	(1) 	(2) 	(3) 	-----
(2) Lage distal? Perforation des distal?	(1) 	(2) 	(3) 	-----
Gleich weiter mit →	(4) 	(5) 	(6) 	(7) 
(3) Lage pro- ximal Perforation proximal?	(1) 	(2) 	(3) 	-----
Gleich weiter mit →	(4) 	(5) 	(6) 	(7) 

Der Code wird anschließend unter dem Punkt „I. Schraubenlage“ (siehe Tabelle „Schraubenlage im Kahnbein“ unten) in den Fragebogen eingesetzt. Es wird auch hier zwischen Perforation und nicht unterschieden. Es gibt auch die Möglichkeit, eine komplette Fehllage außerhalb des Skaphoides anzugeben. Außerdem wird die Affektion der Taille berücksichtigt. Wenn eine genaue Angabe nicht möglich ist, kann auf eine Aussage verzichtet werden. Die Verschlüsselungen werden in die neben den Antworten stehenden Kästchen eingetragen.

TABELLE 22: Schraubenlage im Kahnbein

I. Schraubenlage	
1) in beiden Teilen des Skaphoides (z.B. 10 + 2 = <u>12</u> für medial/palmar <u>schreiben</u>):	<input type="text"/>
2) im jeweils distalen oder proximalen Teil des Knochens (Kodierung s.o.)	
1) <u>keine Perforation</u> :	
2) distal:	<input type="text"/>
Schraube liegt außerhalb dieses Teiles des Skaphoides (90)	
3) proximal:	<input type="text"/>
Schraube liegt außerhalb dieses Teiles des Skaphoides (90)	
2) <u>Perforation</u>	
2) distal:	<input type="text"/>
bei Perforation der Taille: <input type="radio"/> Pol unversehrt (0)	<input type="text"/>
<input type="radio"/> Pol perforiert (Kodierung s.o.)	
3) proximal:	<input type="text"/>
bei Perforation der Taille: <input type="radio"/> Pol unversehrt (0)	<input type="text"/>
<input type="radio"/> Pol perforiert (Kodierung s.o.)	
3) <u>Schraubenlage fraglich</u> (80) 2) distal	<input type="text"/>
(80) 3) proximal	<input type="text"/>

VI.1.b Gelenkbeteiligung

Bei Diagnosestellung einer Perforation soll der Beobachter das Ausmaß der Gelenkbeteiligung angeben. Distaler und proximaler Pol sind durch verschiedene Ziffern codiert. Das Verletzungsausmaß wird mit der zweiten Stelle verschlüsselt. Bei Verletzung eines angrenzenden Knochens soll dieser benannt werden. Während der Auswertung wurde jedem von ihnen eine andere Zahl zugeordnet. Einen Überblick gibt nachfolgende Tabelle.

TABELLE 23: Gelenkbeteiligung

<u>Gelenkbeteiligung bei der Perforation:</u>	
1) nur Knorpel des Skaphoides verletzt	
2) Knorpel des angrenzenden Knochens verletzt (welcher Knochen?)	
3) Arthrodesen (mit welchem Knochen?)	
4) keine Angabe möglich	
10) distal: _____	20) proximal: _____

VI.1.c Revisionspflicht und Begründung

Die Beobachter sollen Stellung nehmen, ob die Implantatlage als revisionspflichtig oder akzeptabel zu bezeichnen ist. Außerdem kann bei Unklarheiten auf eine Diagnose verzichtet werden. Die einzelnen Punkte sind in einer Nominalskala verschlüsselt. Bei Auswahl der Punkte (3) und (4) muss eine freitextliche Begründung erfolgen. Die folgende Tabelle zeigt den entsprechenden Ausschnitt des Fragebogens.

TABELLE 24: Beurteilung der Implantatlage

II. Liegt die Schraube	
(1) sehr gut	
(2) akzeptabel ?	
(3) revisionspflichtig ?	
(4) keine Angabe möglich	
bei (3): Freitext: warum?	
bei (4): Freitext: warum?	

VI.1.d Bildqualität

Der nächste Abschnitt betrifft die Bildqualität. Der Gutachter soll darlegen, ob er bei einem richtigen Fall eine weiter führende Bildgebung fordern würde, oder ob ihm die Qualität der Bilder ausreicht. Hier standen als Antwort „ja“ und „nein“ als dichotome Aussagen zur Verfügung.

TABELLE 25: Frage nach Ausreichen der Bildgebung

III. Reicht die Qualität der dargebotenen Bilder aus, um das Urteil zu halten (im Hinblick auf die Notwendigkeit weiterer Diagnostik)?	
(a) ja	(b) nein

Der letzte Punkt fordert vom Beobachter eine subjektive Bewertung der Bildqualität, die in Form einer Notenskala die Punkte Kortikalis, Spongiosa, Bildrauschen und Artefakte abfragt. Die Wertungen wurden für jeden Fall aufsummiert und daraus ein Score gebildet.

TABELLE 26: Benotung der Bildqualität

IV. Subjektive Bildqualität		
1	sehr gut	perfekt
2	gut	Diagnostik in keinster Weise eingeschränkt
3	akzeptabel	relevante Diagnostik ausreichend möglich
4	schlecht	keine sichere Diagnose möglich
(1) Kortikalis: _____		
(2) Spongiosa: _____		
(3) Bildrauschen: _____		
(4) Artefakte: _____		

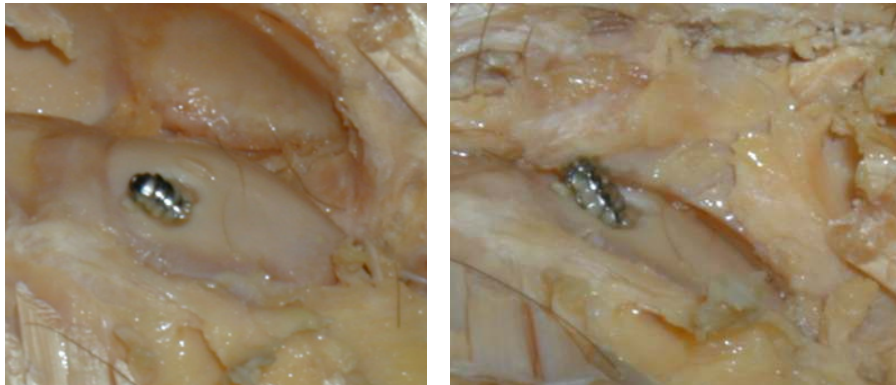
VI.2 Ergänzungen zu „Ergebnisse“

VI.2.a Ergebnisse der Präparation

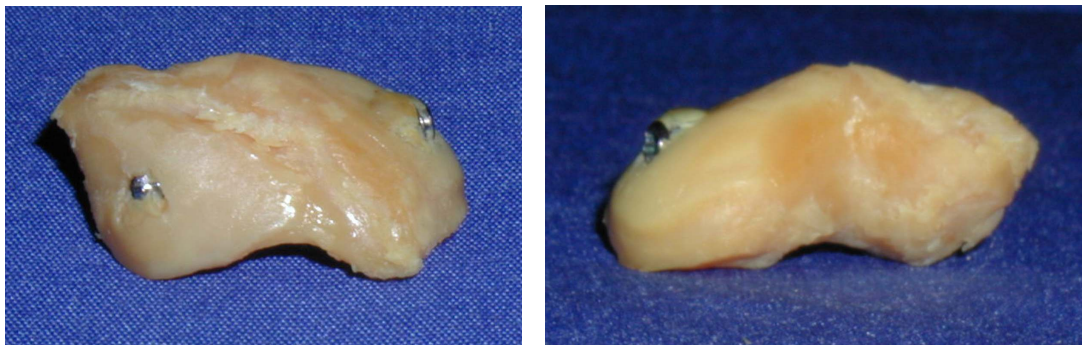
TABELLE 27: Ergebnisse der Präparation

Präparat – Nr.	Überstände [mm]		Sonstige Anmerkungen
	proximal	distal	
12198 re revisionspflichtig	1,8	nicht im Skaphoid	am Radius randständige Läsion durch Kirschnerdraht im dorsalen Kapselbereich; proximal steht das Schraubengewinde in den Gelenkspalt über; distal befindet sich der gesamte Gewindekopf nicht im Pol
13098 re revisionspflichtig	nicht im Skaphoid		proximal geht die Schraube in den SL-Spalt; distal befindet sie sich im Trapezium
2598 re revisionspflichtig	4,98	0	proximal steht das Gewinde knapp dorsal der Radiuskante; distal ist die Schraube komplett versenkt
452000 li revisionspflichtig	0,6	1,12	proximal liegt die Schraube im radialen Gelenkspalt, der Radiusknorpel ist nicht verletzt, bei Einsatz der Hand hätte das Implantat gestört; distal ist der Trapezi-umknorpel minimal verletzt
462000 li revisionspflichtig	0	0	an beiden Polen liegt die Schraube drinnen; an der Taille sieht man das Implantat im palmaren Anteil durchschimmern
462000 re gut	0	0	proximal zeigt sich eine minimale Knorpelverletzung am Skaphoid, wohl durch den Kirschnerdraht; das Implantat ist komplett im Knochen
682000 li revisionspflichtig	nicht im Skaphoid	0 (nicht messbar)	proximal geht das Implantat am Skaphoid vorbei in den SL-Spalt und in das Lunatum; distal liegt die Schraube etwas über Knorpelniveau
7699 li revisionspflichtig	0	0,58	proximal liegt die Schraube im Skaphoidknorpel, am Radius zeigt sich eine fragliche Druckstelle; distal ist der Knorpel des Trapezi-ums verletzt
7699 re gut	0	0,4	proximal ist das Gewinde versenkt; distal steht die Schraube im Gelenkspalt, betrifft aber nur den Knorpel des Skaphoides; an der Taille sieht man palmar das Implantat durchschimmern
8097re revisionspflichtig	4,7	0	proximal steht das Implantat an der dorsalen Radiuskante, der Knorpel des Skaphoides ist verletzt; distal befindet sich die Schraube im Skaphoidknorpel

Die oben stehende Tabelle zeigt eine Zusammenfassung der bei den Präparaten gefundenen Befunde. Sie beinhaltet die Einschätzung über die Qualität der Implantatlage, den Überstand der Schraube in mm im distalen und proximalen Pol und eine genaue Beschreibung der Position der Schraube.

VI.2.b Präparate**ABBILDUNG 85, 86: Fotografie des Präparates 2598 re**

In dieser Abbildung ist nur der proximale Pol des Kahnbeines zu sehen. Es zeigt sich, dass die Schraube dorsal übersteht. Im distalen Anteil ist die Schraube komplett im Pol versenkt. Darum wird er hier nicht gezeigt.

ABBILDUNG 87, 88: Fotografie des Präparates 452000 li

In dieser Fotografie zeigt sich, dass in diesem Präparat sowohl distal als auch proximal die Knorpel – Knochengrenze stark überschritten ist. Somit ist die Implantatlage nicht akzeptabel. Das Präparat ist von ulnar und palmar – radial zu sehen.

ABBILDUNG 89, 90, 91; Fotografie des Präparates 682000 li



Die Bilder zeigen, dass die Schraube an der Taille vorbei zieht. Außerdem liegt das proximale Gewinde im SL – Spalt. Distal wird das Tuberkulum noch gestreift. Die Schraube befindet sich aber außerhalb des Poles. Ansicht von ulnar, radial und radial – palmar.

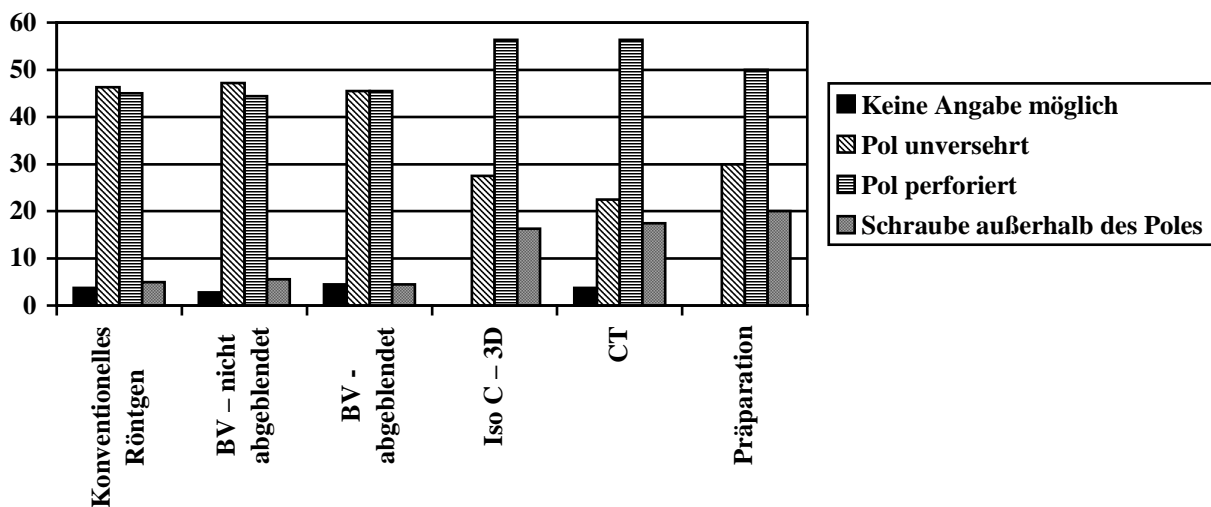
VI.2.c Schraubenlage

Proximal

TABELLE 28: Proximaler Pol – Anzahl/Prozent

	Konventionelles Röntgen		BV – nicht abgeblendet		BV – abgeblendet		Iso C – 3D		CT		Präparation	
	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%
Keine Angabe möglich	3	3,8	1	2,8	2	4,5	0	0	3	3,8	0	0
Pol unversehrt	37	46,3	17	47,2	20	45,5	22	27,5	18	22,5	24	30,0
Pol perforiert	36	45,0	16	44,4	20	45,5	45	56,3	45	56,3	40	50,0
Schraube außerhalb des Poles	4	5,0	2	5,6	2	4,5	13	16,3	14	17,5	16	20,0
Gesamt	80	100,0	36	100,0	44	100,0	80	100,0	80	100,0	80	100,0

ABBILDUNG 92: Grafik: Prozentangaben proximaler Pol



Die Grafik zeigt die Aussagen in den verschiedenen bildgebenden Verfahren. Die x – Achse stellt die einzelnen Bildgebungsmethoden, die y – Achse die Häufigkeit der einzelnen Behauptungen in Prozent dar. Es zeigt sich, dass die Aussagen der dreidimensionalen Verfahren der Präparation am nächsten kommen. Die zweidimensionalen Methoden täuschen häufig einen unversehrten Pol vor. Schraubenlagen außerhalb des Poles werden häufig nicht erkannt.

TABELLE 29: Richtig – und Falschaussagen proximaler Pol

	Röntgen		BV – nicht abgeblendet		BV - abgeblendet		Iso C – 3D		CT	
	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%
richtig	43	53,8	23	63,9	27	61,4	71	88,8	70	87,5
falsch	37	46,3	13	36,1	17	38,6	9	11,3	10	12,5
Gesamt	80	100,0	36	100,0	44	100,0	80	100,0	80	100,0

Die einzelnen Aussagen der Beobachter wurden mit der realen Schraubenlage durch Präparation verglichen. Die Tabelle zeigt die Häufigkeit der Richtig- und Falschaussagen. Die Anzahl der Falschaussagen ist beim Iso C – 3D und bei der CT am niedrigsten. „Keine Angabe möglich“ wurde als Falschaussage gewertet.

Distal

TABELLE 30: Distaler Pol – Anzahl/Prozent

	Konventionelles Röntgen		BV – nicht abgeblendet		BV – abgeblendet		Iso C – 3D		CT		Präparation	
	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%
Keine Angabe möglich	1	1,3	3	8,3	2	4,5	0	,0	0	,0	0	,0
Pol unversehrt	29	36,3	13	36,1	21	47,7	31	38,8	27	33,8	24	30,0
Pol perforiert	42	52,5	14	38,9	19	43,2	34	42,5	40	50,0	40	50,0
Schraube außerhalb des Poles	8	10,0	6	16,7	2	4,5	15	18,8	13	16,3	16	20,0
Gesamt	80	100,0	36	100,0	44	100,0	80	100,0	80	100,0	80	100,0

ABBILDUNG 93: Grafik: Prozentangaben distaler Pol

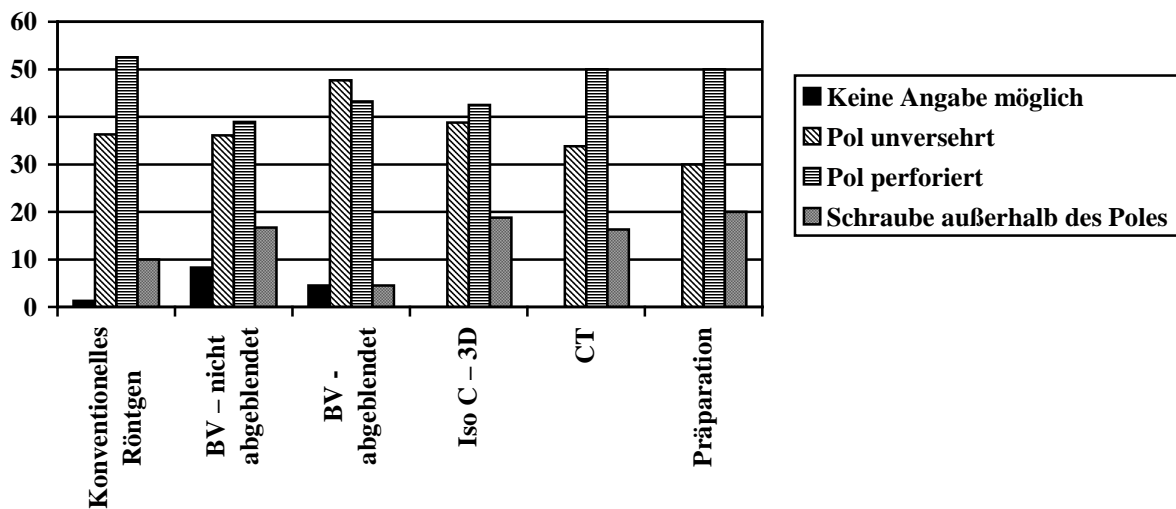


TABELLE 31: Richtig – und Falschaussagen distaler Pol

	Konventionelles Röntgen		BV – nicht abgeblendet		BV – abgeblendet		Iso C – 3D		CT	
	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%
richtig	53	66,3	19	63,9	24	54,5	58	72,5	50	62,5
falsch	27	33,8	17	36,1	20	45,5	22	27,5	30	37,5
Gesamt	80	100,0	36	100,0	44	100,0	80	100,0	80	100,0

Die x – Achse dieser Grafik zeigt den prozentualen Anteil der Aussagen zu den einzelnen Bildgebungen betreffend den distalen Pol. Insgesamt wird in allen Verfahren zu häufig ein unversehrter Pol gesehen. Besonders auffällig ist dies beim abgeblendeten Bildverstärker; konventionelles Röntgen, nicht abgeblendeter Bildverstärker und Iso C – 3D liegen ungefähr gleich. Perforationen werden recht gut in der CT und im konventionellen Röntgen erkannt. In den anderen darstellenden Verfahren sahen die Teilnehmer zu wenige davon. Schraubenlagen außerhalb des distalen Poles werden im nicht abgeblendeten Bildverstärker, dem Iso C – 3D und in der CT gleich gut dargestellt.

Taille

TABELLE 32: Taille – Anzahl/Prozent

	Konventionelles Röntgen		BV – nicht abgeblendet		BV – abgeblendet		Iso C – 3D		CT		Präparation	
	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%
Keine Aussage möglich	0	,0	0	,0	0	,0	2	2,5	0	,0	0	,0
Taille unversehrt	63	78,8	28	77,8	41	93,2	65	81,3	60	75,0	64	80,0
Taille proximal durchbohrt	6	7,5	6	16,7	2	4,5	5	6,3	7	8,8	8	10,0
Taille distal durchbohrt	5	6,3	1	2,8	1	2,3	6	7,5	11	13,8	8	10,0
Taille distal und proximal durchbohrt	6	7,5	1	2,8	0	,0	2	2,5	2	2,5	0	,0
Gesamt	80	100,0	36	100,0	44	100,0	80	100,0	80	100,0	80	100,0

ABBILDUNG 94: Grafik: Prozentangaben Taille

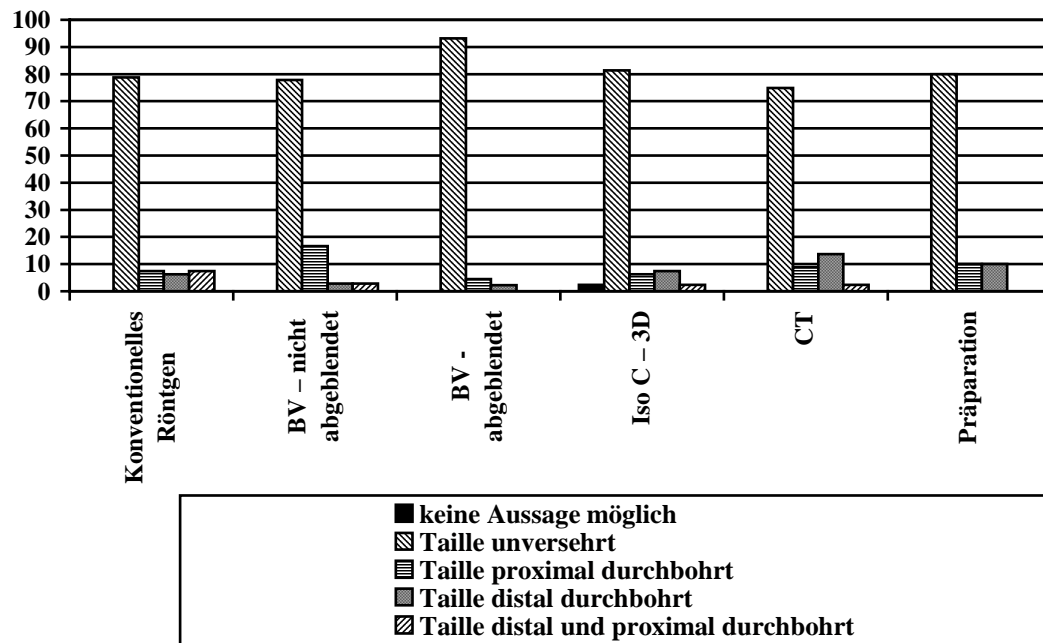


Tabelle und Grafik stellen die Implantatlage in der Taille des Kahnbeines dar. Dabei werden wieder die einzelnen Bildgebungen gegenüber gestellt. In der Präparation ist der Anteil der Taillen, die nicht verletzt waren, 80 Prozent. Diesem Wert kommt der Iso C – 3D am nächsten. Zu wenig Perforationen werden im konventionellen Röntgen, dem nicht abgeblendeten Bildverstärker und in der CT gesehen, zu viele hingegen beim abgeblendeten Bildverstärker. Die Durchbohrung des proximalen Teiles der Taille wird am besten in der CT, dem konventionellen Röntgen und im Iso C – 3D diagnostiziert. Der Bildverstärker liefert sowohl abgeblendet als auch nicht abgeblendet schlechte Ergebnisse. Ob der distale Anteil der Taille perforiert ist, wird in allen Verfahren schlecht beurteilt. Die CT und der Iso C – 3D kommen in dieser Situation der Präparation am nächsten. Bei manchen Präparaten sahen die Beobachter den proximalen und den distalen Anteil der Taille durchbohrt. Diese Annahme entspricht aber nicht der Realität. Besonders oft wird dieser Fall im konventionellen Röntgen diagnostiziert.

VI.2.d Qualität der Implantatlage

Revisionsgrund proximal

TABELLE 33: Revisionsgrund proximal

	Konventionelles Röntgen		BV – nicht abgeblendet		BV – abgeblendet		Iso C – 3D		CT		Präparation	
	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%
Gelenkbeteiligung	18	56,3	6	42,9	6	50,0	25	49,0	20	41,7	40	62,5
proximaler Anteil unzureichend gefasst	4	12,5	3	21,4	2	16,7	12	23,5	15	31,3	16	25,0
Taille verletzt	1	3,1	1	7,1	0	0	0	0	0	0	0	0
Schraube zu lang	5	15,6	4	28,6	3	25,0	10	19,6	12	25,0	0	0
biomechanische Aufgabe nicht erfüllt	4	12,5	0	0	1	8,3	4	7,8	1	2,1	8	12,5
Gesamt	32	100,0	14	100,0	12	100,0	51	100,0	48	100,0	64	100,0

Durch Präparation wurde der tatsächliche Revisionsgrund bestimmt. Im konventionellen Röntgen wird die Gelenkbeteiligung als Anlass zur erneuten Verschraubung am treffendsten gesehen. Der abgeblendete Bildverstärker und der Iso C – 3D zeigen ähnliche nur mäßige Ergebnissen. Am besten wird der unzureichend gefasste Pol anteilmäßig im Iso C – 3D gesehen, dann folgt der nicht abgeblendete Bildverstärker. Insgesamt stellten die Beobachter bei diesen Verfahren zu selten diese Diagnose. Dies gilt auch für den abgeblendeten Bildverstärker. In der CT wird der Grund hingegen zu oft gesehen. Die verletzte Taille als alleiniger Revisionsgrund wird jeweils im nicht abgeblendeten Bildwandler und im Röntgen angeführt. Bei der Präparation wurde diese Diagnose nie gestellt. Eine zu lange Schraube konnte durch die Freilegung der Kahnbeine nicht bestätigt werden, wurde aber in allen Verfahren vermutet. Manchmal meinten die Befragten, dass die biomechanische Aufgabe der Schraube nicht erfüllt sei. Dieser Fall wird im konventionellen Röntgen am besten dargestellt. An nächster Stelle stehen der abgeblendete Bildwandler und der Iso C - 3D.

Revisionsgrund distal

TABELLE 34: Revisionsgrund distal

	Konventionelles Röntgen		BV – nicht abgeblendet		BV – abgeblendet		Iso C – 3D		CT		Präparation	
	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%
Gelenkbeteiligung	7	30,4	4	30,8	6	46,2	4	13,3	10	27,0	32	57,1
Distaler Anteil unzureichend gefasst	7	30,4	6	46,2	6	46,2	15	50,0	15	40,5	16	28,6
Taille verletzt	0	0	1	7,7	0	0	0	0	0	0	0	0
Schraube zu lang	5	21,7	2	15,4	0	0	7	23,3	10	27,0	0	0
Biomechanische Aufgabe nicht erfüllt	4	17,4	0	0	1	7,7	4	13,3	2	5,4	8	14,3
Gesamt	23	100,0	13	100,0	13	100,0	30	100,0	37	100,0	56	100,0

Hier wurde ebenfalls überprüft, ob der Revisionsgrund richtig erkannt wurde. Natürlich gehen auch hier nur Objekte ein, welche überhaupt als revisionspflichtig gedeutet wurden. Die Gelenkbeteiligung wird am besten im abgeblendeten Bildverstärker gesehen, dann folgen das konventionelle Röntgen, der nicht abgeblendete Bildverstärker, schließlich die CT und der Iso C – 3D. Insgesamt wird dieser Grund zu selten genannt. Im Gegensatz dazu wird der unzureichend gefasste distale Anteil in allen Verfahren zu häufig angeführt. Am nächsten kommt das konventionelle Röntgen der Präparation. Die CT, der Iso C – 3D und die Bildwandlermethoden lassen Beobachter diese Diagnose relativ oft stellen. Die verletzte Taille als alleiniger Grund der notwendigen Neueinbringung des Implantates wird nur im nicht abgeblendeten Bildverstärker gesehen. Sie trat allerdings bei der Präparation nicht auf. Die zu lange Schraube war auch ein Anlass zur geforderten Revision, konnte aber nicht bestätigt werden, und zwar in der Reihenfolge CT > Iso C – 3D > konventionelles Röntgen > nicht abgeblendeter Bildverstärker. Die ungeeignete Biomechanik wird am zutreffendsten im Iso C – 3D diagnostiziert, dann folgen das konventionelle Röntgen und schließlich die Bildverstärker und die CT.

Ablehnung eines Urteiles

TABELLE 35: Begründung für die Ablehnung eines Urteiles

	Konventionelles Röntgen	BV – nicht abgeblendet	BV – abgeblendet	Iso C – 3D	CT
Proximaler Pol nicht beurteilbar	3	0	1	0	3
Distaler Pol nicht beurteilbar	0	0	1	0	0
Grenzwertige Schraubenlage	2	0	0	0	0
Ebene der Aufnahme nicht verwertbar	1	2	1	0	0
Proband hält sich nicht für kompetent genug	0	1	0	0	1
Gesamter Knochen nicht abgrenzbar	1	0	0	2	0
Gesamt	7	3	3	2	4

Die Beobachter hatten die Option, sich eines Urteiles zu enthalten und nannten dafür ihre Begründung. Diese Fälle hielten sich aber in Grenzen. Im Iso C – 3D und in der CT wurde diese Antwort am seltensten gewählt.

VI.2.e Aussage über Ausreichen der Bildgebung

TABELLE 36: Forderung nach weiterer Bildgebung

	Röntgen	BV – nicht abgeblendet	BV – abgeblendet	Iso C – 3D	CT
Ja	65	18	37	74	78
Nein	15	18	7	6	2
Gesamt	80	36	44	80	80

Bei der Frage, ob die Diagnostik ausreichend sei oder ob eine weiterführende Bildgebung notwendig sei, sahen die meisten Beobachter die CT und den Iso C als ausreichend an. Die Forderung nach einer Methode, die mehr Klarheit bringen sollte, stieg in der Reihenfolge Röntgen, abgeblendeter Bildverstärker, nicht abgeblendeter Bildverstärker, der sehr schlecht abschnitt.

I.2.f Verknüpfung subjektiver Urteile – Schraubenlage und Revision

Erkennen einer regelrechten Lage und die Forderung nach weiterer Bildgebung

TABELLE 37: Das Erkennen der regelrechten Lage und die Forderung nach weiterer Bildgebung

	Konventionelles Röntgen		BV – nicht abgeblendet		BV – abgeblendet		Iso C – 3D		CT	
	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%
gute Lage erkannt, Bildgebung ausreichend = <i>sicher</i>	9	53	4	50	7	100	10	63	12	80
gute Lage erkannt, Bildgebung nicht ausreichend = <i>unsicher</i>	2	12	1	13	0	0	0	0	0	0
gute Lage nicht erkannt, Bildgebung nicht ausreichend = <i>nicht falsch</i>	0	0	3	38	0	0	0	0	0	0
gute Lage nicht erkannt, Bildgebung ausreichend = <i>falsch</i>	6	35	0	0	0	0	6	38	3	20
Gesamt	17	100	8	100	7	100	16	100	15	100
Median	1	-	1	-	1	-	1	-	1	-

Hier wurde getestet, ob die Beobachter in den verschiedenen Methoden eine gute Lage erkennen konnten und ob sie eine weitere Bildgebung forderten. Es wurde ebenfalls der prozentuale Anteil wiedergegeben. Die sichersten Urteile liefert der abgeblendete Bildverstärker. Dann folgen CT und Iso C – 3D. Unsichere Urteile werden im konventionellen Röntgen und im nicht abgeblendeten Bildverstärker gebildet. Falsche Konsequenzen werden in der CT, im konventionellen Röntgen und im Iso C – 3D gezogen. Unter Annahme einer Ordinalskala beträgt der Median bei allen Verfahren 1. Allerdings muss beachtet werden, dass die Fallzahl sehr klein ist.

VI.2.g Subjektive Bildqualität

Häufigkeitstabelle Kortikalis

TABELLE 38: Kortikalis

	Konventionelles Röntgen		BV – nicht abgeblendet		BV – abgeblendet		Iso C – 3D		CT	
	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent
sehr gut	14	17,5	0	0	0	0	10	12,5	17	21,3
gut	47	58,5	12	33,3	15	34,1	57	71,3	57	71,3
akzeptabel	16	20,0	21	58,3	28	63,6	13	16,3	6	7,5
schlecht	3	3,8	3	8,3	1	8,3	0	0	0	0
Gesamt	80	100	36	100	44	100	80	100	80	100
Mittelwert	2,10		2,75		2,68		2,04		1,86	
Median	2,0		3,0		3,0		2,0		2,0	

Die Mittelwerte bei der Benotung der Darstellung der Kortikalis sind in der CT am besten, dann folgen der Iso C – 3D und das konventionelle Röntgen. Der Median der drei Verfahren ist gleich (Median = 2), bei beiden Bildwandlermethoden war er 3.

Häufigkeitstabelle Spongiosa

TABELLE 39: Spongiosa

	Konventionelles Röntgen		BV – nicht abgeblendet		BV – abgeblendet		Iso C – 3D		CT	
	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent
sehr gut	15	18,8	0	0	0	0	0	0	15	18,8
gut	41	51,3	1	2,8	1	2,3	19	23,8	17	21,3
akzeptabel	23	28,8	20	55,6	29	65,9	41	51,3	44	55,0
schlecht	1	1,3	15	41,7	14	31,8	20	25,0	0	0
Gesamt	80	100	36	100	44	100	80	100	80	100
Mittelwert	2,13		3,39		3,30		3,01		2,46	
Median	2,0		3,0		3,0		3,0		3,0	

Die Spongiosa wird im konventionellen Röntgen subjektiv am höchsten gewertet. Dies betrifft sowohl den Median als auch den Mittelwert. Das zweitbeste Durchschnittsergebnis wird in der CT erzielt. Schlechtere Resultate zeigen in absteigender Reihenfolge der Iso C – 3D, der abgeblendete und der nicht abgeblendete Bildverstärker. In den letzten vier Verfahren ist der Median gleich (Median = 3).

Häufigkeitstabelle Bildrauschen

TABELLE 40: Häufigkeitstabelle Bildrauschen

	Konventionelles Röntgen		BV – nicht abgeblendet		BV – abgeblendet		Iso C – 3D		CT	
	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent
sehr gut	44	55,0	0	0	0	0	0	0	14	17,5
gut	30	37,5	6	16,7	23	52,3	21	26,3	53	66,3
akzeptabel	5	6,3	21	58,3	21	47,7	49	61,3	13	16,3
schlecht	1	1,3	9	25,0	0	0	10	12,5	0	0
Gesamt	80	100	36	100	44	100	80	100	80	100
Mittelwert	1,54		3,08		2,48		2,86		1,99	
Median	1,0		3,0		2,0		2,0		2,0	

Bildrauschen verzerrt das Bild am wenigsten beim konventionellen Röntgen. Dies schlägt sich sowohl im Mittelwert als auch im Median nieder (Median = 1). Der Störfaktor nimmt in aufsteigender Reihenfolge jeweils in der CT, dem abgeblendeten Bildverstärker und im Iso C – 3D zu (Median = 2). Die schlechtesten Ergebnisse liefert der nicht abgeblendete Bildverstärker (Median = 3).

Häufigkeitstabelle Artefakte

TABELLE 41: Artefakte

	Konventionelles Röntgen		BV – nicht abgeblendet		BV – abgeblendet		Iso C – 3D		CT	
	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent
sehr gut	56	70,0	15	41,7	24	54,5	1	1,3	6	7,5
gut	19	23,8	10	27,8	3	6,8	12	15,0	44	55,0
akzeptabel	5	6,3	6	16,7	17	38,6	47	58,8	29	36,3
schlecht	0	0	5	13,9	0	0	20	25,0	1	1,3
Gesamt	80	100	36	100	44	100	80	100	80	100
Mittelwert	1,36		2,03		1,84		3,08		2,31	
Median	1,0		2,0		1,0		3,0		2,0	

Die wenigsten Artefakte zeigen das konventionelle Röntgen und der abgeblendete Bildverstärker. Dies zeigt sich auch im Median (Median = 1). Schlechtere Wertungen erzielen der nicht abgeblendete Bildwandler und die CT (Median = 2). Die meisten Störungen werden laut Mittelwert und Median (=3) im Iso C – 3D erzeugt.

VII. Literaturverzeichnis

1. Adams, B.D., et al., *Technical factors related to Herbert screw fixation*. J Hand Surg [Am], 1988. **13**(6): p. 893-9.
2. Annamalai, G. and N. Raby, *Scaphoid and pronator fat stripes are unreliable soft tissue signs in the detection of radiographically occult fractures*. Clin Radiol, 2003. **58**(10): p. 798-800.
3. Barton, N.J., *Twenty questions about scaphoid fractures*. J Hand Surg [Br], 1992. **17**(3): p. 289-310.
4. Berger, R., *The gross and histologic anatomy of the scapholunate interosseous ligament*. J Hand Surg [Am], 1996. **21**(2): p. 170-8.
5. Berger, R., J. Kauer, and J. Landsmeer, *Radioscapholunate ligament: a gross anatomic and histologic study of fetal and adult wrists*. J Hand Surg [Am], 1991. **16**(2): p. 350-5.
6. Berger, R. and J. Landsmeer, *The palmar radiocarpal ligaments: a study of adult and fetal human wrist joints*. J Hand Surg [Am], 1990. **15**(6): p. 847-54.
7. Bhandari, M. and B. Hanson, *Acute nondisplaced fractures of the scaphoid [In Process Citation]*. J Orthop Trauma, 2004. **18**(4): p. 253-5 .
8. Brauer, R.B., M. Dierking, and K.D. Werber, *Die Anwendung der Herbert-Schraube mit der Freehand-Methode zur Osteosynthese der frischen Skaphoidfraktur*. Unfallchirurg, 1997. **100**(10): p. 776-81.
9. Breitenseher, M.J., et al., *MRT bei radiologisch okkulten Kahnbeinfrakturen. Erste Erfahrungen von 1,0 Tesla (Ganzkörper-Mittelfeldgerät) versus 0,2 Tesla (dediziertes Niederfeldgerät)*. Radiologe, 1997. **37**(10): p. 812-8.
10. Brydie, A. and N. Raby, *Early MRI in the management of clinical scaphoid fracture*. Br J Radiol, 2003. **76**(905): p. 296-300.
11. Chan, K.W. and T.R. McAdams, *Central screw placement in percutaneous screw scaphoid fixation: a cadaveric comparison of proximal and distal techniques*. J Hand Surg [Am], 2004. **29**(1): p. 74-9.
12. Compson, J., J. Waterman, and F. Heatley, *The radiological anatomy of the scaphoid. Part 2: Radiology*. J Hand Surg [Br], 1997. **22**(1): p. 8-15.
13. Compson, J., J. Waterman, and F. Heatley, *The radiological anatomy of the scaphoid. Part 1: Osteology*. J Hand Surg [Br], 1994. **19**(2): p. 183-7.

14. Compson, J.P. and F.W. Heatley, *Imaging the position of a screw within the scaphoid. A clinical, anatomical and radiological study.* J Hand Surg [Br], 1993. **18**(6): p. 716-24.
15. De Maagd, R.L. and W.D. Engber, *Retrograde Herbert screw fixation for treatment of proximal pole scaphoid nonunions.* J Hand Surg [Am], 1989. **14**(6): p. 996-1003.
16. Eisenschenk, A., M. Lautenbach, and U. Weber, *Skaphoidfraktur und Skaphoid-pseudarthrose.* Orthopäde, 1999. **28**(10): p. 883-90.
17. Euler, E., et al., *C-arm-based three-dimensional navigation: a preliminary feasibility study.* Comput Aided Surg, 2003. **8**(1): p. 35-41.
18. Euler, E., et al., *Vergleichende Untersuchung zur Qualität der C-Bogen-basierten 3D-Bildgebung am Talus.* Unfallchirurg, 2001. **104**(9): p. 839-46.
19. Filan, S.L. and T.J. Herbert, *Herbert screw fixation of scaphoid fractures.* J Bone Joint Surg Br, 1996. **78**(4): p. 519-29.
20. Ford, D.J., et al., *The Herbert screw for fractures of the scaphoid. A review of results and technical difficulties.* J Bone Joint Surg Br, 1987. **69**(1): p. 124-7.
21. Ganapathi, M., R. Savage, and A.R. Jones, *MRI assessment of the proximal pole of the scaphoid after internal fixation with a titanium alloy Herbert screw.* J Hand Surg [Br], 2001. **26**(4): p. 326-9.
22. Gelberman, R. and J. Menon, *The vascularity of the scaphoid bone.* J Hand Surg [Am], 1980. **5**(5): p. 508-13.
23. Gelberman, R.H., W.P.I. Cooney, and R.M. Szabo, *Selected Instructional Course Lectures, The American Academy of Orthopaedic Surgeons - Carpal Instability [Record Supplied By Aries Systems].* J Bone Joint Surg Am, 2000. **82-A**(4): p. 578-594.
24. Heiland, M., et al., *3D-imaging of the facial skeleton with an isocentric mobile C-arm system (Siremobil Iso-C3D).* Dentomaxillofac Radiol, 2003. **32**(1): p. 21-5.
25. Herbert, T., *Open volar repair of acute scaphoid fractures.* Hand Clin, 2001. **17**(4): p. 589-99, viii.
26. Herbert, T.J. and W.E. Fisher, *Management of the fractured scaphoid using a new bone screw.* J Bone Joint Surg Br, 1984. **66**(1): p. 114-23.
27. Herbert, T.J., W.E. Fisher, and A.W. Leicester, *The Herbert bone screw: a ten year perspective.* J Hand Surg [Br], 1992. **17**(4): p. 415-9.
28. Herneth, A., et al., *Scaphoid fractures: evaluation with high-spatial-resolution US initial results.* Radiology, 2001. **220**(1): p. 231-5.

29. Herzberg, G., D. Forissier, and C. Falaise, *Coronal fractures of the proximal scaphoid: the proximal ring sign*. J Hand Surg [Br], 2003. **28**(5): p. 500-3.
30. Hove, L., *Epidemiology of scaphoid fractures in Bergen, Norway*. Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg, 1999. **33**(4): p. 423-6.
31. Hüfner, T., et al. *Kosten- und Nutzenanalyse der intraoperativen 3D-Bildgebung*. [e-pub ahead of print] [Record Supplied By Publisher]. in Unfallchirurg. 2006.
32. König, B., et al., *Evaluation der Bildqualität des Iso-C(3D)-Bildwandlers im Vergleich mit dem CT*. Unfallchirurg, 2005. **108**(5): p. 378-85.
33. Kotsianos, D., et al., *3D-Bildgebung an einem mobilen chirurgischen Bildverstärker (Iso-C-3D). Erste Bildbeispiele zur Frakturdiagnostik an peripheren Gelenken im Vergleich mit Spiral-CT und konventioneller Radiographie*. Unfallchirurg, 2001. **104**(9): p. 834-8.
34. Kotsianos, D., et al., *Frakturdiagnostik am Kniegelenk mit einem neuen mobilen CT-System (Iso-C-3D): Vergleich mit konventionellem Röntgen und Spiral-CT*. Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 2002. **174**(1): p. 82-7.
35. Kozin, S., *Incidence, mechanism, and natural history of scaphoid fractures*. Hand Clin, 2001. **17**(4): p. 515-24.
36. Krimmer, H., R. Schmitt, and T.J. Herbert, *Kahnbeinfrakturen -Diagnostik, Klassifikation und Therapie*. Unfallchirurg, 2000. **103**(10): p. 812-9.
37. Lautenbach, M., M. Mochkabadi, and A. Eisenschenk, *Verläufe von Skaphoidpseudarthrosen und Skaphoidfrakturen nach Herbert - Schrauben - Implantation in der Extremitäten - MRT (Niederfeld - MRT)*. Handchir Mikrochir Plast Chir, 2000. **32**(1): p. 58-64; Diskussion 64-6.
38. Linsenmaier, U., et al., *Three-dimensional CT with a modified C-arm image intensifier: feasibility*. Radiology, 2002. **224**(1): p. 286-92.
39. Lo, I.K., et al., *A biomechanical analysis of intrascaphoid compression using the Herbert scaphoid screw system. An in vitro cadaveric study*. J Hand Surg [Br], 1998. **23**(2): p. 209-13.
40. McCallister, W.V., et al., *Central placement of the screw in simulated fractures of the scaphoid waist: a biomechanical study*. J Bone Joint Surg Am, 2003. **85-A**(1): p. 72-7.
41. Meier, R., et al., *Intraoperative 3D-Bildgebung am Handgelenk mit einem mobilen isozentrischen C-Bogen*. Handchir Mikrochir Plast Chir, 2005. **37**(4): p. 256-9.
42. Meier, R., C. Krettek, and H. Krimmer, *Bildgebende Verfahren am Handgelenk*. Unfallchirurg, 2003. **106**(12): p. 999-1009.

43. Menapace, K.A., et al., *Anatomic placement of the Herbert-Whipple screw in scaphoid fractures: a cadaver study*. J Hand Surg [Am], 2001. **26**(5): p. 883-92.
44. Moriggl, B. and R.V. Putz, *Der Carpus im Konflikt zwischen Stabilität und Mobilität*. Orthopäde, 1999. **28**(10): p. 822-32.
45. Murray, R.C., et al., *Biomechanical comparison of the Herbert and AO cortical bone screws for compression of an equine third carpal bone dorsal plane slab osteotomy*. Vet Surg, 1998. **27**(1): p. 49-55.
46. Papaloizos, M.Y., et al., *Minimally invasive fixation versus conservative treatment of undisplaced scaphoid fractures: a cost-effectiveness study [In Process Citation]*. J Hand Surg [Br], 2004. **29**(2): p. 116-9.
47. Pechlaner, S., H. Hussl, and F. Kerschbaumer, *Operationsatlas Handchirurgie*. 1996, Stuttgart: Georg Thieme Verlag. 580.
48. Plancher, K., *Methods of imaging the scaphoid*. Hand Clin, 2001. **17**(4): p. 703-21.
49. Rajagopalan, B., D. Squire, and L. Samuels, *Results of Herbert-screw fixation with bone-grafting for the treatment of nonunion of the scaphoid*. J Bone Joint Surg Am, 1999. **81**(1): p. 48-52.
50. Rankin, G., et al., *A biomechanical evaluation of a cannulated compressive screw for use in fractures of the scaphoid*. J Hand Surg [Am], 1991. **16**(6): p. 1002-10.
51. Rettig, M., S. Kozin, and W. Cooney, *Open reduction and internal fixation of acute displaced scaphoid waist fractures*. J Hand Surg [Am], 2001. **26**(2): p. 271-6.
52. Rettig, M.E. and K.B. Raskin, *Retrograde compression screw fixation of acute proximal pole scaphoid fractures*. J Hand Surg [Am], 1999. **24**(6): p. 1206-10.
53. Richter, M., et al., *Intraoperative three-dimensional imaging with a motorized mobile C-arm (SIREMOBIL ISO-C-3D) in foot and ankle trauma care: a preliminary report*. J Orthop Trauma, 2005. **19**(4): p. 259-66.
54. Rock, C., et al., *Untersuchungen zur Bildqualität, Hochkontrastauflösung und Dosis am Stamm- und Gliedmaßenskelett mit einem neuen dedizierten CT-System (Iso-C-3D)*. Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 2002. **174**(2): p. 170-6.
55. Rock, C., et al., *Vorstellung eines neuen mobilen C-Bogen-/CT-Kombinationsgerät (Iso-C-3D). Erste Ergebnisse der 3D-Schnittgebung*. Unfallchirurg, 2001. **104**(9): p. 827-33.
56. Roolker, W., et al., *Experimental evaluation of scaphoid X-series, carpal box radiographs, planar tomography, computed tomography, and magnetic resonance imaging in the diagnosis of scaphoid fracture*. J Trauma, 1997. **42**(2): p. 247-53.

57. Rübberdt, A., et al., *Die klinische Wertigkeit des Iso-C(3D) bei der Osteosynthese des Fersenbeins*. Unfallchirurg, 2006. **109**(2): p. 112-8.
58. Russe, O., *Fracture of the carpal navicular. Diagnosis, non-operative treatment and operative treatment*. J Bone Joint Surg Am, 1960. **42**(5): p. 759-768.
59. Schädel-Höpfner, M., G. Böhringer, and L. Gotzen, *Die perkutane Osteosynthese der Skaphoidfraktur mit der Herbert-Whipple-Schraube - Technik und Resultate*. Handchir Mikrochir Plast Chir, 2000. **32**(4): p. 271-6.
60. Schaefer, M. and H.R. Siebert, *Die Kahnbeinfraktur*. Unfallchirurg, 2002. **105**(6): p. 540-52.
61. Schmidt, H.M. and U. Lanz, *Übergang Unterarm - Hohlhand*, in *Chirurgische Anatomie der Hand*, H.M. Schmidt and U. Lanz, Editors. 2003, Georg Thieme Verlag: Stuttgart. p. 9 - 82.
62. Sim, E. and W. Zechner, *Computertomographie nach operativer Versorgung von Kahnbeinfrakturen und -pseudarthrosen bei liegenden Implantaten*. Handchir Mikrochir Plast Chir, 1991. **23**(2): p. 67-73.
63. Slade, J.F. and D. Jaskwisch, *Percutaneous fixation of scaphoid fractures*. Hand Clin, 2001. **17**(4): p. 553-74.
64. Taleisnik, J. and P. Kelly, *The extraosseous and intraosseous blood supply of the scaphoid bone*. J Bone Joint Surg Am, 1966. **48**(6): p. 1125-37.
65. Toby, E.B., et al., *A comparison of fixation screws for the scaphoid during application of cyclical bending loads*. J Bone Joint Surg Am, 1997. **79**(8): p. 1190-7.
66. Trumble, T., et al., *Displaced scaphoid fractures treated with open reduction and internal fixation with a cannulated screw*. J Bone Joint Surg Am, 2000. **82**(5): p. 633-41.
67. Tumilty, J.A. and D.S. Squire, *Unrecognized chondral penetration by a Herbert screw in the scaphoid*. J Hand Surg [Am], 1996. **21**(1): p. 66-8.
68. Unwin, A.R., et al., *Interactive Graphics for Data Sets with Missing Values - MANET*. Journal of Computational and Graphical Statistics, 1996. **5**(2): p. 113-122.
69. Viegas, S.F., et al., *The dorsal ligaments of the wrist: anatomy, mechanical properties, and function*. J Hand Surg [Am], 1999. **24**(3): p. 456-68.
70. Weiß, C., *Basiswissen medizinische Statistik*. 2 ed. 2002, Berlin, Heidelberg, New York: Springer - Verlag.
71. Wirth, S., *Die 3D - Bildgebung eines mobilen C - Bogens: Ein Vergleich mit etablierten Verfahren am Beispiel von Talusverschraubungen anatomischer Unterschenkel - Präparate*. 2001: München.

72. Wolfe, S.W., C. Neu, and J.J. Crisco, *In vivo scaphoid, lunate, and capitate kinematics in flexion and in extension*. J Hand Surg [Am], 2000. **25**(5): p. 860-9.
73. www.medcompare.com.

Lebenslauf

Name: Kosara Carola Schütt

Geburtsdatum und Geburtsort: 06.08.1974 in Brühl/Köln

Familienstand: ledig

Ausbildung:

1981–1985: Grundschule Sommerrain, Stuttgart

1985–1994: Katholisches Mädchengymnasium St. Agnes, Stuttgart

1994–1998: Studium Konzertgesang Solo an der Hochschule für Musik, München

1998–2004: Studium der Humanmedizin an der Ludwig – Maximilians – Universität, München

seit Dez. 2004: Chirurgische Assistenzärztin in Weiterbildung an den Kreiskliniken Günzburg – Krumbach (Klinik Günzburg), davon zwei Jahre Common trunk und ein Jahr Weiterbildung Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie

Bestandene Prüfungen:

Juni 1994: Abitur

Juni 1996: Vordiplom Konzertgesang Solo

August 2000: Ärztliche Vorprüfung

August 2001: 1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

September 2003: 2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

November 2004: 3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung