Aus der Klinik für Muskuloskelettale Chirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Bildqualität und Strahlenexposition des Siremobil®-IsoC^{3D}

Evaluation der Bildqualität und Strahlenexposition des IsoC^{3D} gegenüber dem 16- Zeilen Spiral-CT und seiner Einsetzbarkeit bei Operationen am Becken.

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von
Uwe Erdmenger

aus Berlin

Gutachter: 1. Prof. Dr. med. U. Stöckle
2. Prof. Dr. med. R. J. Schröder
3. Prof. Dr. med. T. Hüfner

Datum der Promotion: 18.9.2009

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung 6

2 Grundlagen 8

2.1 Das Becken

2.1.1 Anatomie und Biomechanik **8**

2.1.1.1 Osteoligamentäre Strukturen

2.1.1.2 Neurovaskuläre Strukturen

2.1.1.3 Muskeln des Beckengürtels

2.1.1.4 Pelvine Organe

2.2 Epidemiologie 12

2.3 Klassifikation 14

2.3.1 Klassifikation der Beckenfrakturen **14**

2.3.2 Klassifikation der Sacrum-Frakturen **18**

2.3.3 Klassifikation der Acetabulum-Frakturen **19**

2.3.4 Biomechanik des verletzten Beckenrings **20**

2.3.5 Begleitverletzungen **21**

2.4 Diagnostik 22

2.4.1 Klinische Untersuchung **22**

2.4.2 Bildgebende Untersuchungen **23**

2.4.2.1 Röntgen

2.4.2.2 Computertomographie

2.4.2.3 Sonographie

2.5 Therapie 28

2.5.1 Historische Entwicklung **28**

2.5.2 Allgemeine Aspekte **29**

2.5.3 Notfallstabilisierung **30**

2.5.4 Definitive Versorgung und verletzungsspezifische Behandlung **33**

2.5.5 Nachbehandlung **43**

2.6 Prognose 44

2.7 Computerassistierte OP-Verfahren 45

2.7.1 Was ist Navigation? **45**

2.7.2 Historische Entwicklung **46**

2.7.3 Konzept **47**

2.7.4 Navigationsverfahren in der Becken -und Acetabulumchirurgie **51**

2.8 Begriffe der Dosimetrie **52**

2.9 Bildqualität in der Röntgendiagnostik **54**

3 Problemstellung **56**

4 Zielsetzung **58**

5 Material und Methode **59**

5.1 Material

5.1.1 Präparate **59**

5.1.2 Siremobil IsoC^{3D} **59**

5.1.3 16-Zeilen Spiral CT **60**

5.1.4 Nomex-Dosimeter **60**

5.1.5 Instrumentarium **61**

5.2 Methode **61**

5.2.1 Versuchsaufbau und Durchführung **61**

5.2.2 Auswertung **63**

5.2.2.1 Auswertung Bildqualität

5.2.2.2 Auswertung Strahlenexposition

6 Ergebnisse **66**

6.1 Ergebnisse Bildqualität IsoC^{3D} und CT **66**

6.1.1 Untersuchungsergebnisse Bildqualität IsoC^{3D} **66**

6.1.1.1 Bildqualität einzelner anatomischer Parameter

6.1.1.2 Bildqualität bei implantierter SI-Schraube

6.1.1.3 Gesamtbewertung Bildqualität IsoC^{3D}

6.1.2 Untersuchungsergebnisse Bildqualität CT **70**

6.1.1.4 Bildqualität einzelner anatomischer Parameter

6.1.1.5 Bildqualität bei implantierter SI-Schraube

6.1.1.6 Bildqualität in Abhängigkeit der Röhrenstromstärke

6.1.1.7 Gesamtbewertung Bildqualität CT

6.1.2 Vergleich Bildqualität IsoC^{3D} und CT **75**

6.1.3 Untersuchungsergebnisse Prüfervergleich **79**

6.2 Ergebnisse Strahlendosis IsoC^{3D} und CT **80**

7 Diskussion 82

8 Zusammenfassung 89

9 Danksagung 91

10 Lebenslauf und Erklärung an Eides Statt 92

11 Literatur 93

1 Einleitung

Intraoperative Bildgebung gewinnt mit dem zunehmenden Einsatz minimalinvasiver Verfahren und computerassistierter Operationstechniken stetig an Bedeutung. In der Unfallchirurgie und Orthopädie stehen aktuell insbesondere intraoperative dreidimensionale Darstellungen im Mittelpunkt des Interesses.

Die exakte Frakturreposition, Retention und Implantatlagekontrolle bei Osteosynthesen gehören zu den Herausforderungen in der orthopädisch-traumatologischen Chirurgie. Für die intraoperative Prozesskontrolle wurden bisher v.a. mobile Bildwandler verwendet. Dabei ist oft ein umständliches Schwenken des Bildwandlers zur Darstellung erforderlich. Ausserdem hat sich gezeigt, dass allein mit konventioneller Durchleuchtung aufgrund der Überlagerung von verschiedenen anatomischen Strukturen die exakte Repositions- und Implantatlagekontrolle besonders in anatomisch komplexen Regionen wie z.B. der Wirbelsäule, des Beckenrings und des Acetabulums nicht immer ausreichend beurteilt werden kann [1-3].

Aufgrund der meist hohen Zugangsmorbidität bei Patienten mit Beckenverletzungen ist eine Reduktion der operativen Invasivität anzustreben, wobei jedoch die Qualität der Reposition und Osteosynthese nicht beeinträchtigt werden darf.
Während der Chirurg durch die Entwicklung der Computertomographie präoperativ eine wertvolle dreidimensionale Information zur Planung erhält, ist die intraoperative Visualisierung oftmals eingeschränkt durch den chirurgischen Zugang und die limitierte Bildgebung des Bildwandlers. Besonders bei minimalinvasiven Verfahren wie zum Beispiel perkutanen Verschraubungen am SI-Gelenk, am Acetabulum und vorderen Beckenring ist die Orientierung anspruchsvoll und die Rate an fehlplatzierten Schrauben nicht unerheblich [1].
Gerade bei der Frakturversorgung an multiplanaren Gelenkflächen, bei denen eine genaue anatomische Reposition besonders wichtig ist, hat sich eindeutig die Überlegenheit der Schnittbildtechnik gegenüber dem konventionellen Röntgen gezeigt [4, 5].

Um eine Verbesserung der Darstellung und damit der intraoperativen Prozesskontrolle zu erreichen, werden z.T. mobile CT-Geräte intraoperativ eingesetzt. Das ist jedoch kostenintensiv und platzraubend und bleibt daher aufgrund des hohen logistischen Aufwandes speziellen Kliniken und Indikationen vorbehalten [6-8].

Mit dem neuen C-Arm Siremobil®-IsoC^{3D} der Firma Siemens steht erstmals ein intraoperatives System mit CT-ähnlicher Bildgebung zur Verfügung und bietet damit eine gute Kombination aus routinemäßig praktizierter C-Bogen-Durchleuchtung und dreidimensionaler Bildgebung. Der Iso-C^{3D} gestattet neben der Gewinnung von zweidimensionalen Röntgenbildern auch die Erstellung von Schnittbildern sowie zwei-und dreidimensionalen Rekonstruktionen. Durch 180° Grad Rotation des Gerätes um den Patienten wird automatisiert eine Bildserie aufgenommen, aus der ein Kubus-förmiges 3D-Bilddatenvolumen mit einer Kantenlänge von 12 cm^3 berechnet wird. Die generierten 3D-Bilddaten werden anschließend als Multiplanare Rekonstruktionen (MPR) in koronarer, sagittaler und axialer Projektion dargestellt.

An den Extremitäten, peripheren Gelenken und der Wirbelsäule wurde der IsoC^{3D} bereits erfolgreich zur intraoperativen 3D-Darstellung und für navigierte Operationen eingesetzt. Für die Anwendung am Becken fehlten zu Beginn dieser Arbeit noch relevante Studien [2, 9-15].

Neben der Forderung nach einer exakten Osteosynthese ist die Reduktion der Strahlenbelastung in der orthopädisch-traumatologischen Chirurgie von grosser Bedeutung [16]. Diese wird v.a. durch häufige Projektionswechsel bei der Bildwandlerkontrolle und durch die CT-Diagnostik verursacht. Letztere erzeugt ca. 38% der Strahlenbelastung aus medizinischen Untersuchungen. Aus Gründen der Strahlenhygiene ist deshalb eine Weiterentwicklung von nicht CT-basierten Bildgebungs- und Navigationsverfahren zu fordern [17]. In ersten Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass mit dem IsoC^{3D} eine deutliche Reduktion der Strahlenbelastung möglich ist [10, 16, 18].

Als Vorbereitung für den klinischen Einsatz des Siremobil Iso-C^{3D} am Becken war es Ziel dieser Studie, die Bildqualität und Strahlenbelastung des IsoC^{3D} mit dem „golden standard“, der Computertomographie, zu vergleichen.
Hinsichtlich der Bildqualität stellte sich dabei die Frage, ob diese den Erfordernissen einer sicheren Beurteilung der anatomischen Verhältnisse im Beckenbereich, besonders bei Interventionen, genügt.
Aufbauend auf den Ergebnissen sollten Indikationskriterien für den Einsatz des IsoC^{3D} bei konventionellen und navigierten Eingriffen am Becken definiert werden mit besonderem Augenmerk auf die Eignung zur Primärdiagnostik sowie zur intra- und postoperativen Kontrolle bei bekannter Diagnose.

2 Grundlagen

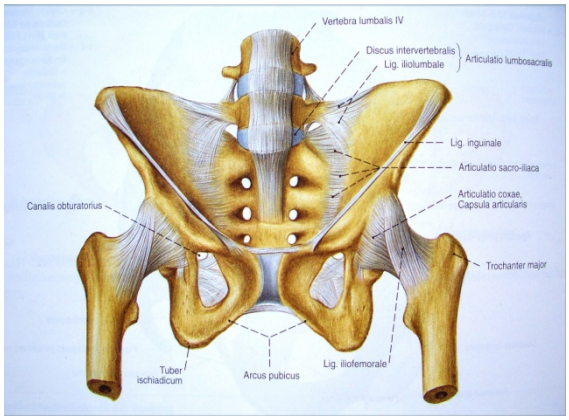
2.1 Das Becken

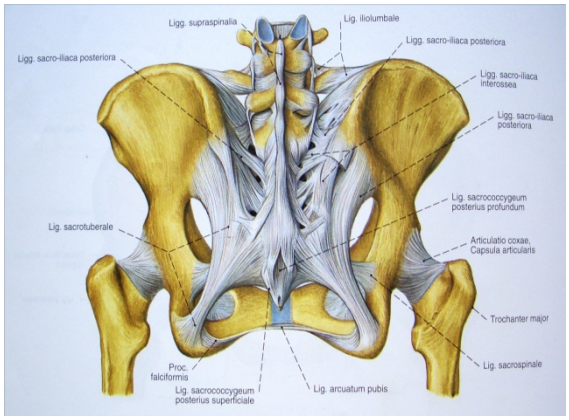
2.1.1 Anatomie und Biomechanik

2.1.1.1 Osteoligamentäre Strukturen

Das Verständnis der Anatomie und der Biomechanik des Beckenrings und Acetabulums ist die Grundlage der Frakturklassifikation und der sich daraus ableitenden differenzierten Therapiekonzepte. Der Beckengürtel ist mit der Wirbelsäule fest verbunden und dient der Statik, Koordinierung von Bewegungen und v.a. der Kraftübertragung zwischen Wirbelsäule und den unteren Extremitäten, wobei einerseits die Last des Rumpfes beim aufrechten Gang auf die Beine übertragen wird und umgekehrt auch von femoral auf den Körperstamm einwirkende Kräfte gedämpft werden.

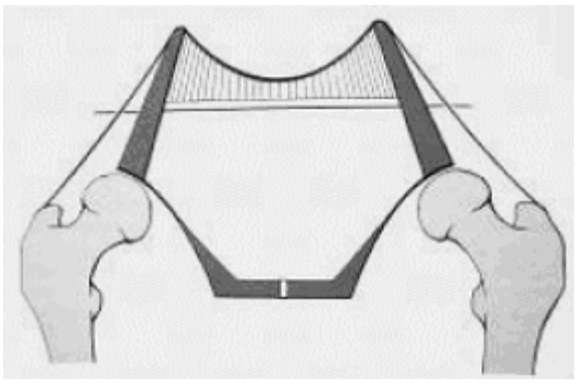
Die drei knöchernen Hauptkomponenten sind das Kreuzbein (Os sacrum) und die beiden Hüftbeine (Os coxae), welche sich aus den drei Anteilen Darm- (Os ilium), Sitz- (Os ischii) und Schambein (Os pubis) zusammensetzen.





Abbildungen 1 und 2: osteoligamentäre Strukturen des Beckens [19]

Das Sakrum, welches durch eine Verschmelzung der sacralen Wirbelkörper und deren Rippenresten entsteht, ist zwischen den beiden Hüftbeinen nach dem Prinzip einer Hängebrückenkonstruktion aufgehängt, wobei es durch den sehr kräftigen Bandapparat des Iliosakralgelenks, insbesondere durch die Ligg. sacroiliaca dorsalia, mit den Beckenschaufeln verbunden ist und somit ein Abrutschen des Sakrums nach ventral ins Becken verhindert wird [20, 21].



Abbildungen 3 und 4: Kraftübertragung in Natur und Technik [22, 23]

Durch die Körperlast und den Zug des Sakrums an den sakroiliakalen Bändern werden die beiden Darmbeine aufeinander gepresst, wodurch das Sakrum zwischen beiden Beckenhälften eingekeilt und der Druck im SI-Gelenk erhöht wird. Die einzelnen Komponenten haben dabei folgende Funktionen: Die vorderen Anteile des sakroiliakalen Bandapparates (Ligg. sacroiliaca ventralia et interossea) wirken v.a. Außenrotation und Scherkräften entgegen. Die sehr kräftigen Ligg. sacroiliaca dorsalia verhindern ausgedehnte Relativbewegungen zwischen Beckenring und Sacrum während der Belastung.

Die Ligg. sacrospinale et sacrotuberale hemmen die auch als Nutation bezeichnete Kippbewegung der Kreuzbeinspitze nach dorsal bei Belastung durch das Rumpfgewicht, welches sie ausbalancieren. Der Nutationsbewegung entgegen wirken auch die hier ansetzenden Muskeln (Mm. gluteus max., bicipitis femoris, piriformis).

Die Ligg. iliolumbale et lumbosacrale schaffen eine Verbindung zum Querfortsatz L5. Querfortsatzabbrüche sind daher, v.a. wenn sie dislozierte sind, verdächtig auf eine dorsale Beckenringinstabilität.

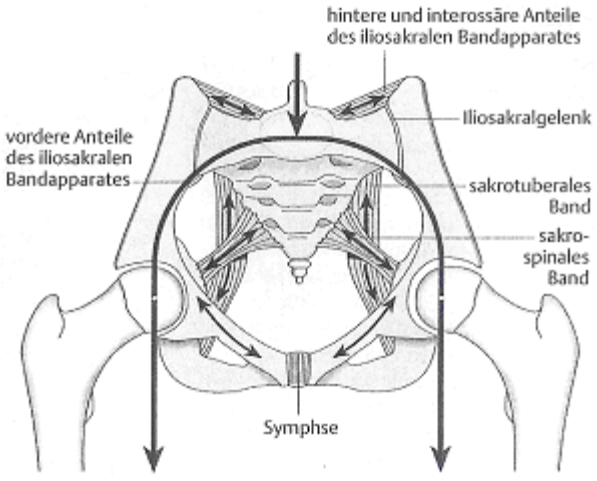


Abbildung 5: Kraftübertragung im Becken [24]

Die beiden Schambeine sind ventral durch die Symphysis pubica verbunden, zwischen deren Gelenkflächen sich der faserknorpelige Discus interpubicus befindet. Auf die Symphyse wirken in Ruhe bzw. abhängig von der jeweiligen Bewegung Zug-, Druck- und Scherbelastungen, welche durch sie kompensiert werden.
Der vordere Beckenring liegt außerhalb des Hauptkraftflusses mit geringer Bedeutung für die Stabilität. Dem dorsalen Beckenring kommt für die Ableitung des Körpergewichtes die entscheidende Rolle zu, da der Hauptteil der Körperlast durch Druckkräfte von der Wirbelsäule über SI-Gelenk, Os ilium und Acetabulum auf den Oberschenkel weitergeleitet wird. Kommt es zu einer Verletzung des Beckenrings, ergeben sich also je nach Lokalisation der Verletzung Konsequenzen für die Stabilität und Biomechanik. Dies wird im Kapitel Frakturklassifikation näher erläutert.

Da Verletzungen des Beckenrings meist durch große Kräfte entstehen, liegen oft auch begleitende Weichteilschäden vor [25-31]. Daher ist neben dem Verständnis der osteoligamentären Anatomie und Biomechanik des Beckens die genaue Kenntnis der Weichteilanatomie von grosser Bedeutung. Der Beckenring dient als Schutzhülle für die Organe des Urogenital- und Gastrointestinaltraktes sowie die intrapelvinen Gefäß-Nervenbahnen.

2.1.1.2 Neurovaskuläre Strukturen

Das Rückenmark reicht beim Erwachsenen bis auf Höhe des zweiten Lendenwirbelkörpers. Dort schließt es mit dem Conus medullaris ab. Die nach distal ziehenden Nervenfasern bilden die Cauda equina, die bis S2/S3 reicht und wie das gesamte ZNS vom Duralsack umhüllt ist. Die Nerven verlassen über die Foramina intervertebralia bzw. sacralia ventralia et dorsalia den Wirbelkanal und bilden die einzelnen Nervenplexus. Der Plexus lumbosacralis setzt sich dabei aus dem Plexus lumbalis (TH12-L4), dem Plexus sacralis (L4-S3), dem Plexus pudendus (S3-S5) und dem Plexus coccygeus (S5-Co1) zusammen.
Bei Becken- und v.a. Sakrumfrakturen kann es zu Schädigungen in allen Anteilen des Plexus lumbosacralis kommen. Neben sensomotorischen Defiziten der unteren Extremitäten können besonders Sphinkterstörungen von Blase und Rektum sowie sensible Ausfälle im Genital- und Analbereich auftreten.

Haupttodesursache in der Primärperiode nach schweren Beckenringverletzungen sind v.a. ausgedehnte Blutungen, wobei der frakturierte spongiöse Knochen und der Sakralvenenplexus die Hauptblutungsquellen darstellen. In 10 % sind aber auch große Gefäße wie die Iliacal- und Glutealgefässe oder die Vasa pudenda und obturatoria betroffen.
Die Aorta abdominalis teilt sich vor dem vierten Lendenwirbelkörper in die Aa.iliacae communes und setzt sich selbst als A. sacralis mediana fort. Die beiden Aa.iliacae communes verzweigen sich jeweils vor dem SI-Gelenk in die A. iliaca interna zur Versorgung des Beckengürtels und in die A. iliaca externa, die die Versorgung der unteren Extremität über die A.femoralis gewährleistet. In entsprechender Weise gestaltet sich der Verlauf der venösen Gefäße.

2.1.1.3 Muskeln des Beckengürtels

Entsprechend ihrer Funktion und Lokalisation lassen sich am Becken fünf Muskelgruppen unterscheiden:
1. Gesäßmuskeln: Sie bewirken im Hüftgelenk eine Extension (M.glut.max.) und Abduktion (Mm.glutei medius et minimus)
2. Außenrotatoren: Dazu zählen von kranial nach kaudal: Musculus piriformis, gemellus superior, obturatorius externus et internus, gemellus inferior und Musculus quadratus femoris.
3. Adduktoren: Von der oberflächlichen bis zur tiefen Schicht gliedern sie sich in folgende Muskeln: M. pectineus, M.adductor longus, M.gracilis, Mm. adductor brevis und magnus.
4. Ventrale Muskeln: Zu dieser Gruppe der Extensoren zählen der M. ilio-psoas, M. tensor fasciae latae und M. quadriceps femoris.
5. Ischiocrurale Muskulatur: Es sind dies die Flexoren M. semitendinosus und M. semimembranosus sowie der M. biceps femoris.

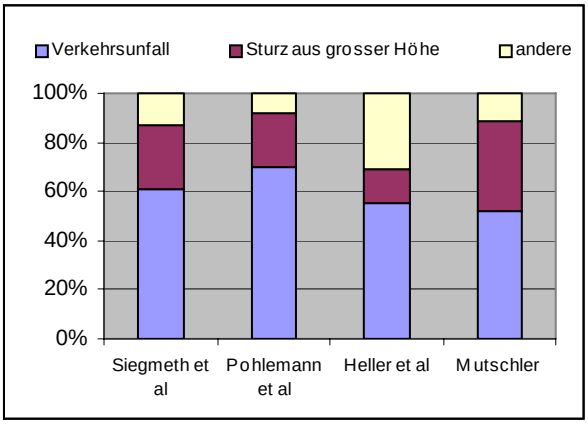
2.1.1.4 Pelvine Organe

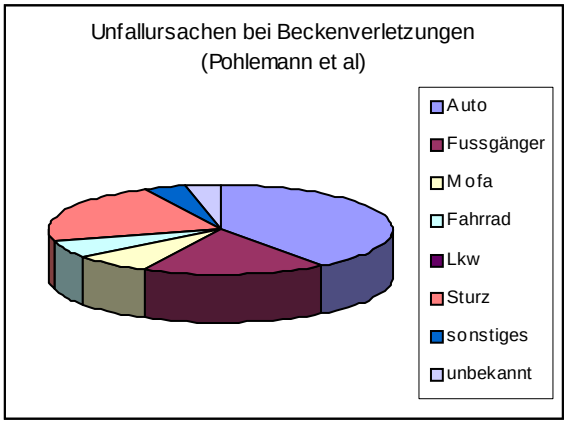
Vor allem bei Komplextraumata des Beckens kommt es zu peripelvinen Begleitverletzungen des Haut-Muskelmantels und der Beckeneingeweide. Am häufigsten werden Verletzungen des Urogenitaltrakts, v.a. Blasen- und Urethrarupturen mit konsekutiven Langzeitfolgen wie Inkontinenz und Impotenz, Nervenverletzungen - v.a. des Plexus lumbosakralis und N. ischiadicus - sowie pelvine Darmverletzungen beobachtet [26, 31-35] .

2.2 Epidemiologie

2.2.1 Beckenfrakturen und Begleitverletzungen

Das knöcherne Becken stellt den stabilsten Anteil des menschlichen Skeletts dar. Beckenfrakturen, die etwa 3-5 % aller Skelettfrakturen ausmachen, treten daher in der Regel nur nach massiver Gewalteinwirkung auf. Hauptursache sind in der Mehrzahl der Fälle Hochrasanztraumen wie Verkehrsunfälle, Stürze aus großer Höhe (Berufsunfälle, Suizidversuche) oder direkte Einklemmungen (z.B. Verschüttungen). Eine Ausnahme stellen die meist stabilen Beckenringverletzungen älterer v.a. weiblicher Patienten dar, welche bereits durch Bagatelletraumen verursacht werden.





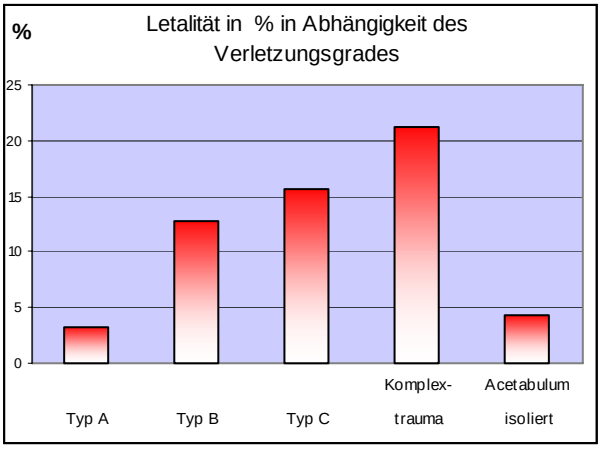
Abbildungen 6 und 7: Unfallursachen bei Beckenringverletzungen [28, 29, 32, 34, 36]

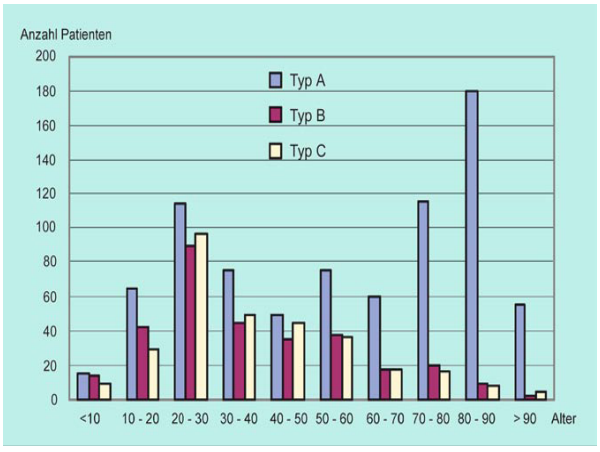
Eine genaue Analyse der Unfälle erlaubt weiterhin eine Einteilung der Unfallmechanismen in drei Gruppen. Erstens, Anpralltraumen mit kurzdauernder direkter oder indirekter Gewalteinwirkung, wie z.B. bei Verkehrsunfällen und Stürzen. Zweitens, Einklemmungen mit fortdauernder Gewalteinwirkung und drittens komplexe Mechanismen wie Überrolltrauma mit Quetsch- und Scherkräften [37].

Trotz der relativ geringen Inzidenz kommt den Beckenfrakturen eine hohe klinische Relevanz zu, da sie eine Letalität in 7-16% der Fälle bei „einfachen“ Traumata, in 20-35 % bei komplexem Beckentrauma (ca. 14% aller Beckentraumata) und sogar bis zu 58 % bei offenen Komplextraumata haben [37]. Die Mehrzahl der Beckenringverletzungen sind jedoch stabile Verletzungen. Typ A und B Verletzungen (siehe Kapitel Klassifikation 2.3.1.) machen ca. 70-80% aller Beckenverletzungen aus [28].

Als komplexe Beckenverletzung bezeichnet man Beckenring- oder Acetabulumfrakturen mit begleitendem peripelvinen Weichteilschaden, also Läsionen von Nerven, Gefäßen, Muskulatur oder den Beckeneingeweiden. Massive Blutungen und septische Komplikationen stellen dabei die Haupttodesursache dar [25]. Einfache Beckenfrakturen sind rein knöcherne Verletzungen des vorderen oder hinteren Beckenrings ohne begleitende Weichteilverletzung.
Da sich Beckenfrakturen häufig im Rahmen von Polytraumen ereignen, sind Verletzungen anderer Organe oder Körperregionen in bis zu 90% zu erwarten [36]. Ebenso zeigt sich eine Zunahme der Letalität zwischen den Frakturtypen A-C, wobei die Beckenfraktur als solche eher selten die Todesursache allein darstellt (ca.1,3%), sondern vielmehr durch die Summe und Schwere der Begleitverletzungen bedingt ist [32]. Hierbei sind besonders häufig Schädel-Hirn-Traumata, Extremitätenverletzungen sowie Thorax- und Abdominalverletzungen zu nennen. Isolierte instabile Beckentraumata liegen bei nur etwa 5-11 % der Patienten vor [26, 31-33].

Hinsichtlich der Altersverteilung findet man zum einen eine Häufung zwischen dem 20. und 30. Lebensjahr bei beiden Geschlechtern. Meist handelt sich um polytraumatisierte Patienten, mit in über 80% der Fälle erheblichen Begleitverletzungen. Der 2. Altersgipfel findet sich um das 7. Lebensjahrzehnt und betrifft vorzugsweise Frauen, bei denen schon durch vergleichsweise harmlose Stürze Schambeinast- und Sitzbeinfrakturen entstehen. Kindliche Beckenringfrakturen finden sich selten und stellen eine Besonderheit dar [26, 28, 32, 34, 37].
Pohlemann und Heller konnten zeigen, dass mit der Zunahme des Schweregrades der Läsionen das Alter der Unfallopfer abnimmt [28, 32] .





Abbildungen 8 und 9: steigende Letalität bei zunehmendem Verletzungsgrad sowie Altersverteilung von Beckenringverletzungen [26, 32]

2.3 Klassifikation und Diagnostik

2.3.1 Klassifikation der Beckenfrakturen

Es werden Frakturen des Beckens im engeren Sinne von Sakrum- und Acetabulumfrakturen unterschieden. Die beiden letzteren werden daher gesondert klassifiziert und weiter unten besprochen.

Alle bisher vorgestellten Klassifikationen von Beckenringfrakturen spiegelten immer, historisch betrachtet, die diagnostischen und therapeutischen Möglichkeiten der jeweiligen Zeit dar. Alle Klassifikationen hatten verschiedene Gesichtspunkte als Grundlage, wie z. B. die Röntgenmorphologie, den Verletzungs- oder Frakturmechanismus, die Krafteinwirkung, die Beteiligung des vorderen oder hinteren Beckenrings und andere. Die erste Einteilung geht auf Malgaigne zurück [38]. Weitere nicht mehr oder weniger gebräuchliche Klassifikationen stammen u.a. von Letournel, Young und Bourgess sowie Isler und Ganz [39, 40] .

Die heutzutage am meisten verwendete AO-Klassifikation (1991) basiert auf einer Verbindung der Klassifikationen nach Pennal und Tile [41, 42]. Sie unterschieden die Verletzungen des Beckenringes nach der Richtung der ursächlichen Gewalteinwirkung in drei Hauptvektoren:

1. Antero- posterior Kompression
2. Laterale Kompression
3. Vertical-shear Verletzung

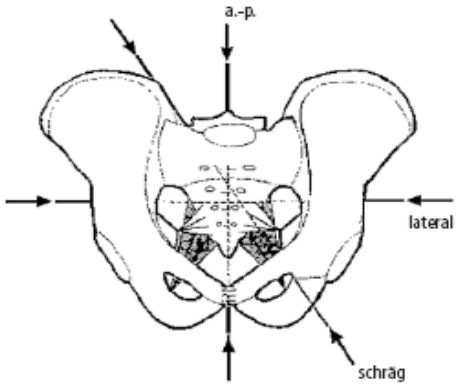


Abbildung 10: Kraftvektoren am Becken [43]

Basierend auf dieser Unterteilung entwickelte Tile 1984 eine Klassifikation unter Berücksichtigung des zunehmenden Grades der Instabilität [42].

- Typ A: stabile Verletzungen,
- Typ B: Vertikal stabile und horizontal instabile Verletzungen
- Typ C: Vertikal und horizontal instabile Verletzungen

Diese Einteilung wurde in der AO-Klassifikation weiterentwickelt, wobei außerdem Zusammenhänge der Gewalteinwirkung und deren Folge für die Stabilität der Beckenringstruktur berücksichtigt wurden [28, 34, 44]. Es werden die Gruppen A (stabil), B (horizontal instabil) und C (horizontal und vertikal instabil) unterschieden.
Dazu wird zwischen dem vorderen Ring ventral des Acetabulums, und dem hinteren Beckenring, dorsal des Acetabulums unterschieden. Liegen mehrere Verletzungen des Beckenringes vor, ist die schwerste Verletzung für die Klassifikation maßgebend. Die drei Hauptgruppen werden jeweils durch Untergruppen weiter spezifiziert.

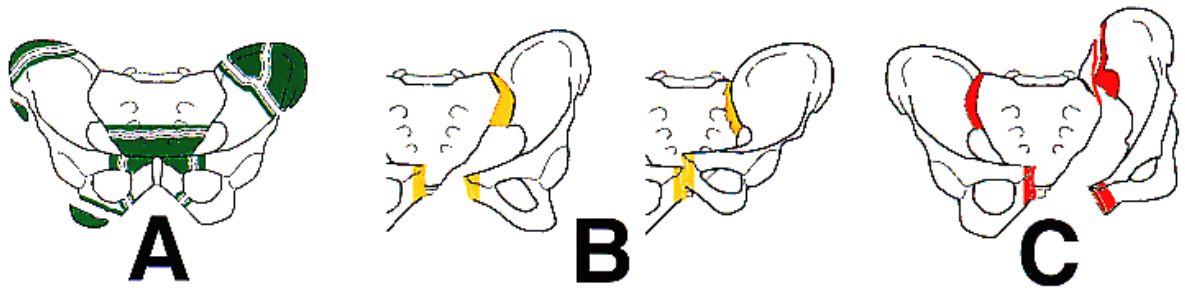


Abbildung 11: AO Klassifikation der Beckenringverletzungen [45]

Typ A

Bei diesem Frakturtyp, der i.d.R. durch lokalisierte bzw. punktuelle Stoß- oder Zugkräfte wie z.B. beim verkehrsbedingten Anpralltrauma verursacht wird, ist die knöcherne und ligamentäre Integrität des Beckenrings erhalten. Die zentrale Kraftübertragung von der Wirbelsäule über die SI-Fuge auf die Beine wird nicht beeinträchtigt. Daher handelt es sich um stabile Frakturen, die in der Regel keine OP-Indikation darstellen. Die weitere Einteilung in Subtypen unterscheidet dabei Typ A1: Beckenrandfraktur ohne Ringbeteiligung, Typ A2: stabile Ringfraktur ohne oder ohne wesentliche Dislokation und Typ A3: nicht dislozierte und dislozierte Sakrumquerfrakturen außerhalb des Beckenrings.

Typ B

B-Verletzungen entstehen typischerweise durch Kräfte die in a.p. oder lateraler Richtung auf das Becken einwirken. Hierbei kommt es zu einer partiellen, rotatorischen Instabilität bei erhaltener vertikaler Stabilität. Neben einer Instabilität im vorderen Beckenring durch Symphysensprengung oder Schambeinastfraktur findet eine Mitverletzung der ventralen Bandstrukturen im SI-Gelenk statt. Ein klassisches Beispiel ist die sogenannte „open-book" Verletzung (Typ B1), bei der es durch einen Außenrotationsmechanismus zu einer Symphysensprengung mit ventralem Aufklappen des Beckens und einer ventralen ISG-Fugensprengung kommt. Findet die Gewalteinwirkung auf das Becken von lateral statt, kann es auch zu einer Innenrotationsverletzung (Typ B2) kommen, wobei es im vorderen Beckenring zu einer Fraktur der Schambeinäste kommt und dorsalseitig zu einer Komprimierung des S1- Pedikels. Bei einer Verletzung mit Rotation um kombinierte Achsen spricht man „bucket handle". Beidseitige Typ B-Verletzungen werden als Typ B3 bezeichnet.

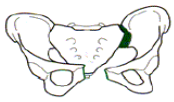
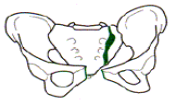
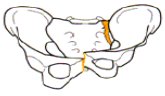
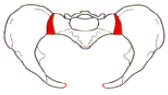
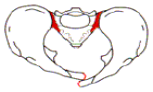
Typ B	**Beckenring rotatorisch instabil und vertikal stabil**	
B 1	unilaterale Außenrotationsverletzung („open book") = Symphysensprengung	
	 B 1.1	Inkomplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes mit unilateraler externer Rotation bei anteriorer Sprengung der Sakroiliakalfuge
	 B 1.2	Inkomplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes mit unilateraler externer Rotation bei Sakrumfraktur
B 2	Laterale Kompressionsverletzung mit Innenrotationsfehlstellung eines Hemipelvis	
	 B 2.1	Inkomplette unilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei anteriorer Sakrumkompressions-fraktur
	B 2.2.	Inkomplette unilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei partieller Sakroiliakalfugen-fraktur/Luxation
	B 2.3	Inkomplette unilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei inkompletter dorsaler Iliumfraktur
B 3	Bilaterale Typ-B-Verletzungen	
	 B 3.1	Inkomplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei bilateraler Iliumfraktur
	B 3.2	Inkomplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei B 1 und B 2 Verletzung
	 B 3.3	Inkomplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei bilateraler B 2 Verletzung

Abbildung 12: AO-Klassifikation der B-Frakturen [45]

Typ C

Dieser Typ wird zumeist durch starke von distal einwirkende Kräften verursacht und ist gekennzeichnet durch eine komplette dreidimensionale Instabilität mit vollständiger Unterbrechung der Ringstruktur. Der Verletzungsmechanismus wird daher auch als „vertical shear"- Verletzung bezeichnet. Die betroffene Beckenhälfte ist in diesem Fall nicht nur außen- oder innenrotiert, sondern auch nach cranial oder kaudal instabil, da eine Zerreißung der anterioren und posterioren iliosakralen Ligamente bzw. eine komplette knöcherne Verletzung des hinteren Beckenrings in Kombination mit einer Fraktur des vorderen Beckenrings oder einer Symphysensprengung vorliegt.

C1-Verletzungen sind posterior unilateral, C2-Verletzungen sind bilateral mit einer Kombination aus B-Verletzung auf der einen und C-Verletzung auf der kontralateralen Seite. Bei C3-Verletzungen liegt beidseits eine Rotations- und Vertikalinstabilität vor. C-Verletzungen kommen v.a. durch Überrolltraumen und Stürze aus grosser Höhe zustande und sind mit einem hohen Prozentsatz an Begleitverletzungen assoziiert.

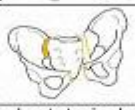
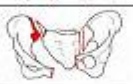
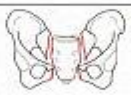
Typ C	Beckenring rotatorisch und vertikal instabil	
C 1	unilateral rotatorisch und vertikal instabil	
	C 1.1	Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei unilateraler Iliumfraktur
	C 1.2	Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei unilateraler Sakroilikalfugenzerreißung
	C 1.3	Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei unilateraler Sakrumfraktur
C 2	Eine Seite komplett, Gegenseite inkomplett	
	C 2.1	Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei Iliumfraktur, Gegenseite inkomplett
	C 2.2.	Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei Sakroilikalfugenzerreißung
	 C 2.3	Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei Sakrumfraktur
C 3	bilateral rotatorisch und vertikal instabil	
	C 3.1	Komplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei extrasakraler Fraktur beidseits
	 C 3.2	Komplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei unilateraler Sakrumfraktur und extrasakraler Fraktur auf der anderen Seite
	 C 3.3	Komplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei bilateraler Sakrumfraktur

Abbildung 13: AO-Klassifikation der B-Frakturen [45]

2.3.2 Sakrumfrakturen

Die Besonderheit der Sakrumfraktur ergibt sich aus der Tatsache, dass sie einerseits als Teil einer instabilen Beckenringverletzung zu sehen ist, andererseits als distale Wirbelsäulenverletzung betrachtet werden muss, mit der Gefahr von Nervenverletzungen.
Sakrumverletzungen werden nach Denis et al wegen dieser zentralen Rolle als Verbindungsglied zwischen Wirbelsäule und Becken gesondert klassifiziert [46]. Es werden drei typische Frakturzonen unterschieden, die in vertikaler Richtung durch die Foramina getrennt sind - die transalare Zone I (ca. 50%), die transforaminale Zone II (ca. 35%) und die zentrale Zone III (ca. 15%). Die Gefahr von neurologischen Verletzungen steigt dabei von Zone I nach III (I:5,9%; II:28,4%; III:56,7 %) [46, 47].

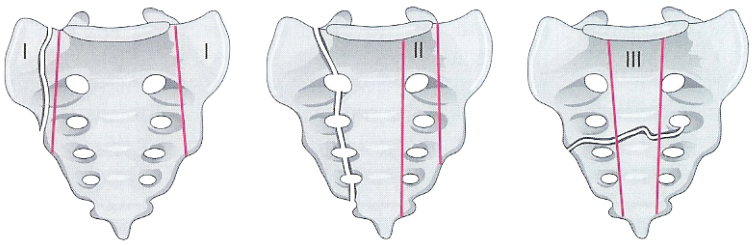


Abbildung 14: Frakturzonen am Sakrum nach Denis et al [34]

Oft entgehen Nervenschäden bei den überwiegend bewusstlosen oder bereits intubierten Patienten der primären Diagnostik und werden erst später diagnostiziert. Betroffen sind v.a. die Wurzeln S1/2 wegen ihres relativ größeren Durchmessers im Vergleich zu den tieferen Wurzeln. Isolierte Sakrumfrakturen sind eher selten (11%). Ca. 30% aller Beckenverletzungen gehen mit Sakrumfrakturen einher [46-48].
Betrachtet man nur Typ C Verletzungen steigt der Anteil allerdings auf 46%, wobei die Rate der primär übersehenen Sakrumfrakturen immerhin mit 30 - 60% angegeben wird [47].
Als Ursache hierfür werden die schlechte Darstellbarkeit des Sakrums in den konventionellen Röntgenaufnahmen und das Fehlen weiterer Diagnostik gesehen. Erst mit Einführung der Computertomographie konnten auch wenig dislozierte Frakturen sicher erkannt werden.

2.3.3 Acetabulumfrakturen

Wie Beckenringfrakturen, so treten auch Acetabulumfrakturen in der Regel im Rahmen von Hochenergietraumata wie PKW-Unfällen mit entsprechender Mehrfachverletzung auf.
Durch die Vereinigung der drei Anteile des Os coxae entsteht eine komplexe Struktur, wobei das Pfannendach vom Os ilium gebildet wird. Diese setzt sich als umgekehrtes Y in die zwei Pfeiler fort. Auf Grundlage dieser anatomischen Pfeilertheorie beruht die Frakturklassifikation nach Judet und Letournel von 1964 [49, 50]. Während diese jedoch die Frakturformen nur beschreibt, ordnet die heute am meisten gebrauchte Klassifikation der AO, welche auf letzterer basiert und eine Weiterentwicklung darstellt, die Frakturtypen nach ihrer Prognose und der Schwierigkeit der operativen Rekonstruktion ein [34, 44].
Die Einteilung erfolgt in drei Typen (A,B,C) mit je drei Gruppen (A1,..B2,..C3), die jeweils in drei Untergruppen (A1.1, A1.2...C3.3) eingeteilt werden. Der Schweregrad der Verletzung nimmt dabei innerhalb der Typen, Gruppen und Subgruppen zu. Mit anderen Worten: je weiter "vorne" die Fraktur in der Klassifikation aufgeführt wird, desto besser ist, bei adäquater Behandlung, ihre Prognose [51].

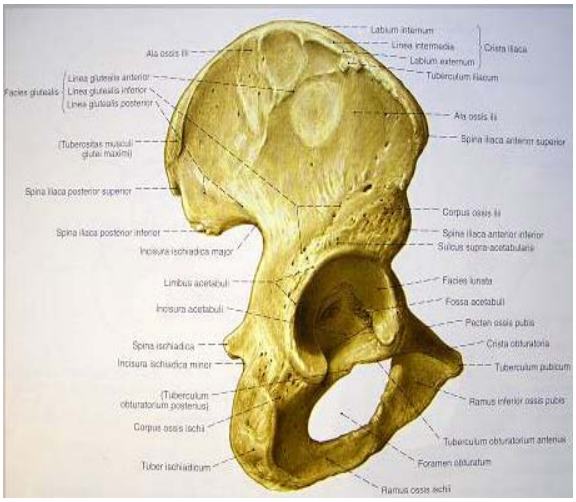


Abbildung 15: Anatomie des Acetabulums [19]

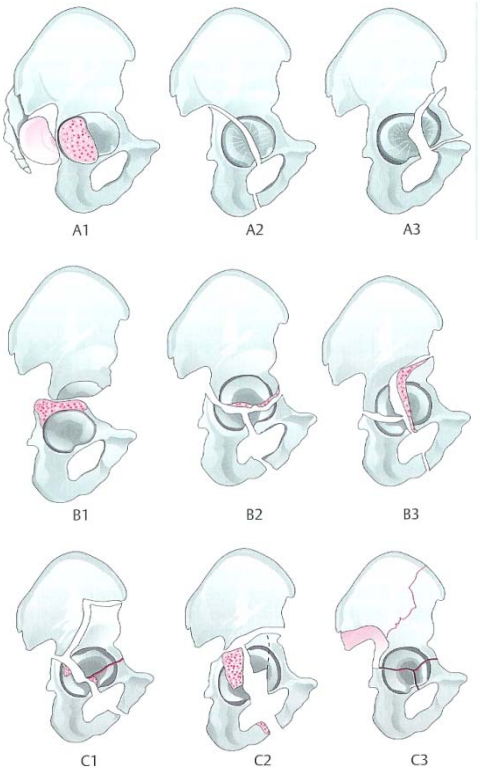


Abbildung 16: AO-Klassifikation der Acetabulumfrakturen [34]

2.3.4 Biomechanik des verletzten Beckenringes

Die Stabilität des Beckenrings wird sowohl durch die Form der einzelnen knöchernen Bestandteile als auch durch die intelligente Konstruktion des verspannenden Muskel-Bandapparates gewährleistet. Entscheidend bei einer Verletzung des Beckens ist also immer die Frage, ob die Kraftübertragung und damit die Stabilität beeinträchtigt sind. Der Verletzungsmechanismus kann dabei nach der Richtung der einwirkenden Kraft klassifiziert werden [39].

1. Punktuelle Krafteinwirkungen
2. Kompression in a.p.- Richtung
3. Laterale Kompression
4. „Vertical shear"- Verletzungen
5. Kombinationsverletzungen

Wie oben gezeigt, resultieren aus diesen Verletzungsmechanismen zumeist bestimmte Frakturformen.
Zusätzlich zu dieser, auf dem Verletzungsmechanismus beruhenden Klassifikation, kann eine Einteilung nach dem anatomischen Frakturverlauf bzw. der Instabilitätsrichtung angegeben werden, wobei der Beckenring in sechs einzelne anatomische Sektoren unterteilt wird.

1. Transpubische Verletzung
2. Transiliakale Verletzungen
3. Transiliosakrale Verletzung
4. Transsakrale Verletzung
5. Transacetabuläre Verletzung
6. Transsymphysäre Verletzung

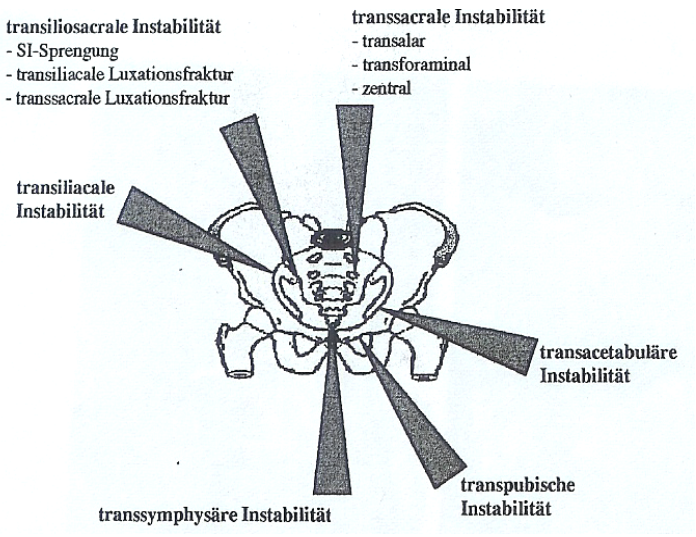


Abbildung 17: Angabe der Instabilitätsrichtungen zur klinischen Beschreibung der Krafteinwirkungen und resultierenden Frakturen am Becken [37]

2.3.5 Begleitverletzungen bei Beckenringfrakturen

Begleitverletzungen bei Beckenringfrakturen kommt eine hohe Bedeutung zu, da die Mortalität, Morbidität und das Langzeitergebnis einer Beckenverletzung entscheidend durch den Schweregrad dieser Verletzungen beeinflusst wird [31, 32, 36, 52]. Beckenverletzungen mit Weichteilbeteiligung lassen sich in geschlossene und offene Verletzungen unterteilen. Vor allem bei Komplextraumata des Beckens kommt es oft zu peripelvinen Begleitverletzungen des Haut-Muskelmantels und der Beckeneingeweide [25].

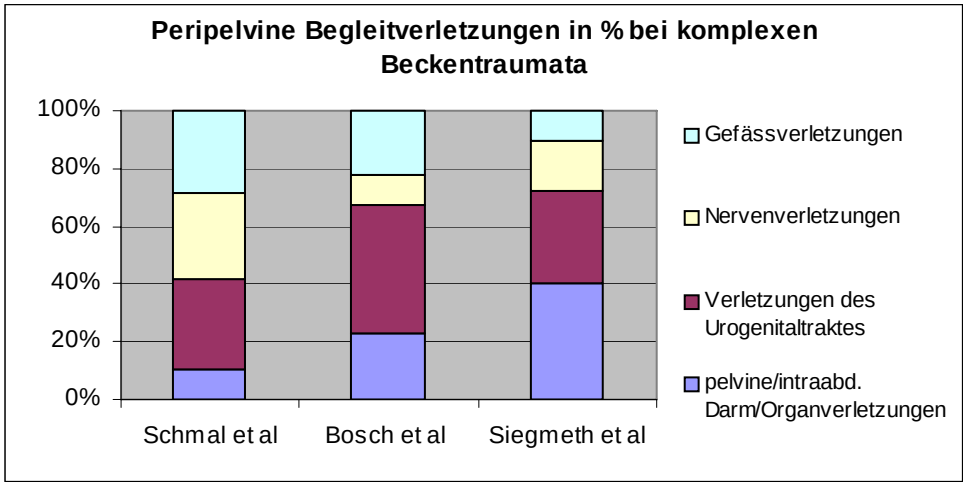


Abbildung 18: Häufigkeit peripelviner Weichteilverletzungen [25, 36]

Offene Beckenfrakturen

Hierbei kommt es zu Durchspießungen der Haut oder von Hohlorganen durch Knochenfragmente (z.B. Blasenperforation bei einer „pubic spike fracture“). Neben dem hohen Blutungsrisiko sind die Patienten vor allem durch sekundäre Infektionen oder Sepsis (70%) gefährdet. Die Letalität wird v.a bei Pfählungsverletzungen mit bis zu 50% angegeben [53].

Kompartmentsyndrom des Beckens

Bei ausgedehnten Hämatomen mit entsprechend großer Einblutung in die Muskelfaszienräume des Beckens kann es auch ohne knöcherne Verletzung zu einem Kompartmentsyndrom im Bereich der Beckenmuskulatur, v.a. der Gluteal-und Psoasmuskulatur, mit Nervenschädigung (Nn.ischiadicus, -femoralis und obturatorius) und Muskelnekrosen kommen. Letztere können systemische Auswirkung in Form eines Crush-Syndroms erlangen. Eine rechtzeitige operative Entlastung ist hier wichtig [54].

2.4 Diagnostik

Die Diagnostik von Beckenverletzungen wird entscheidend durch die Schwere der Gesamtverletzung beeinflusst, da 2/3 aller instabilen Beckenverletzungen Teil eines Polytraumas sind. Für die Überlebensprognose bei schwersten Beckentraumata ist daher das Timing von entscheidender Bedeutung [31, 33, 55]. Grundsätzlich muss also sowohl bei der Diagnostik als auch der folgenden Therapie zwischen einer lebensbedrohlichen und einer stabilen Situation mit solitärer Beckenverletzung unterschieden werden.
Grundlage für die Entscheidungsfindung ist neben der Kenntnis des „zentralen Parameters" Kreislaufzustand die Beurteilung der Begleitverletzungen und eine exakte Analyse und Klassifikation der Verletzung. Die zwei Säulen der Diagnostik sind neben der Anamnese zum einen eine genaue klinische Untersuchung und zum anderen ein adäquates Bildgebungsverfahren. Hierbei muss unterschieden werden zwischen der Primärdiagnostik zum Ausschluss akuter, sofort zu therapierender Verletzungen einerseits, und der elektiven Diagnostik zur gezielten Planung von sekundären definitiven Eingriffen andererseits.

2.4.1 Klinische Untersuchung

Die klinische Untersuchung hat primär zu erfolgen und sollte die wesentlichen Schritte Inspektion, Palpation, rekto-vesikale Untersuchung und Prüfung der peripheren DMS beinhalten. Erschwerend kommt dabei oft hinzu, dass polytraumatisierte, meist intubierte Patienten anamnestisch nicht eruierbar sind. Neben Wunden und Prellmarken ist auf möglichen Blutaustritt aus der Urethra, auf Blutbeimengungen im Urin und auf Wunden und Blutungen in der Analregion zu achten. Beim ersten „Body-Check" des Polytraumatisierten sollte eine genaue Untersuchung des Beckenrings erfolgen, wobei v.a. die klinische Stabilitätsprüfung wichtig ist, um frühzeitig Beckenringinstabilitäten zu erkennen und ggf. notwendige Notfallstabilisierungen (Beckenzwinge) einzuleiten [52, 56, 57].
Eine hämodynamische Instabilität entsteht v.a. bei Beckenzerreißung mit hinterer Instabilität und starker Blutung. Diese stammt zu 90% aus dem retroperitonealen Venenplexus oder freiliegenden spongiösen Frakturflächen. In ca. 10% der Fälle sind Blutungen aus dem arteriellen System für einen massiven Blutverlust verantwortlich [52].

Bei Beckenverletzungen sollten ebenso möglichst schnell die Standard-Laborparameter Hb, Hkt, Gerinnung, Blutgruppe und Elektrolyte bestimmt werden.

2.4.2 Bildgebende Untersuchung

Hauptbestandteil der weiteren Diagnostik ist die Bildgebung. Bei polytraumatisierten Patienten gehört die Beckenübersichtsaufnahme ebenso wie die Thoraxübersicht, die Abdomensonographie und die laterale Aufnahme der zervikalen Halswirbel sofort nach Klinikaufnahme zur Phase I des Polytraumamanagements. Kann eine Beckenringverletzung ausgeschlossen werden, darf auf eine weitere Diagnostik des Beckenrings vorerst verzichtet werden [52]. Das weitere diagnostische sowie therapeutische Procedere hängt von der hämodynamischen Situation des Patienten ab. Ist diese stabil, kann die Becken a.p.-Aufnahme zusätzlich durch Inlet- und Outletprojektionen sowie Ala- und Obturatoraufnahmen ergänzt werden. Obwohl sich ein Großteil der Verletzungen mittels konventionellem Röntgen richtig diagnostizieren lässt, wird heute in der Frühphase fast standardmäßig ein CT, gegebenenfalls als sogenannte „Polytraumaspirale“ angefertigt [58-60].

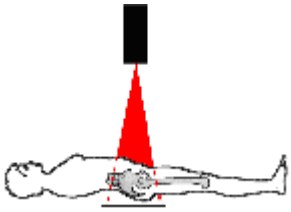
2.4.2.1 Röntgen

Als Standardröntgendiagnostik ist die a.p. Beckenübersichtsaufnahme bei Beckenverletzungen und allen Polytraumapatienten obligat durchzuführen. Die Aufnahme erlaubt dabei einen Überblick über das Becken, die Acetabula, die Femurköpfe und Schenkelhälse sowie die kaudale Lendenwirbelsäule.

Zeigt die Beckenübersichtsaufnahme eine dorsale Beckenringfraktur, werden, bei klinisch stabilem Zustand des Patienten, ergänzend sogenannte Inlet und Outletaufnahmen (nach Pennal und Sutherland) durchgeführt und/oder eine CT-Untersuchung.
Die Inletaufnahme (nach cranial gekippte Röhre) erlaubt eine genaue Beurteilung der Beckeneineingangsebene und der Kongruenz des Beckenringes bzw. von Dislokationen des Beckens nach dorsal oder ventral.
Im rechten Winkel dazu liegt die Outletaufnahme. Sie stellt eine echte a.p. Aufnahme des Sacrums dar, wodurch die Foramina als klare Kreise zu erkennen sein sollten.
Diese beiden Aufnahmetechniken haben ihre Bedeutung nicht nur für die Diagnostik, sondern spielen auch bei der operativen Versorgung eine wichtige Rolle zur Repositionskontrolle und Implantatplatzierung [61].

Becken a.p.

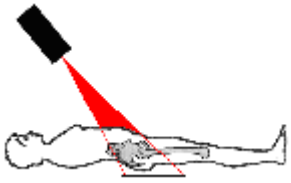
Patient in Rückenlage, Beine leicht gespreizt, Fußspitzen nach innen rotieren



Becken Inlet

45 – 60° nach kaudal gerichteter Strahlengang

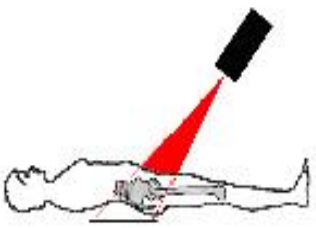
Bestimmung der Fragmentdislokation bei bekannter Beckenringfraktur in sagittaler (ventrodorsaler Richtung)



Becken Outlet

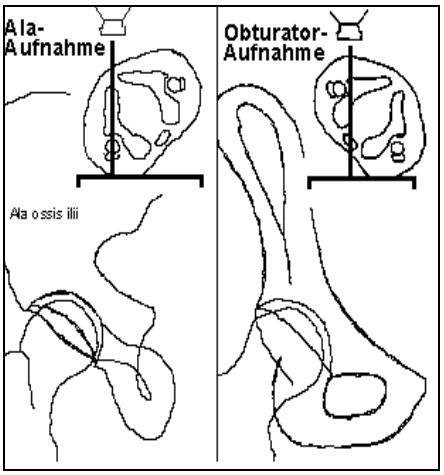
45° nach kranial gerichteter Zentralstrahl

Bestimmung der Fragmentdislokation bei bekannter Beckenringfraktur in kraniokaudaler Richtung



Abbildungen 19 - 21: Standardröntgenaufnahmen der Beckendiagnostik [45, 62]

Weiterhin können seitliche Sakrumprojektionen zum Ausschluss transversaler Sakrum- und Coccygisfrakturen oder Ala- und Obturator-Aufnahmen bei Beteiligung des Acetabulums angefertigt werden [63, 64].



Abbildungen 22 -24: Ala (links) -und Obturatoraufnahme (rechts) ; Schematische Darstellung [62]

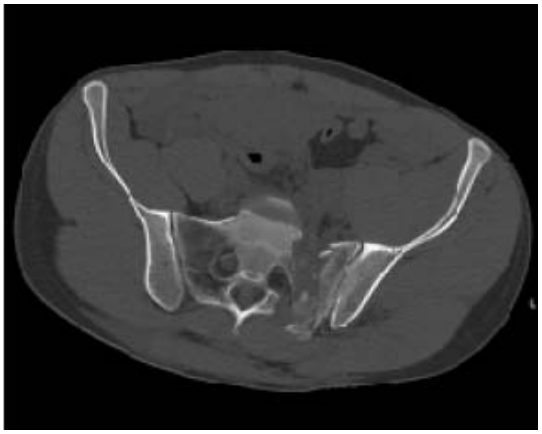
Konventionelle Röntgenaufnahmen in der Akutphase der Polytraumaversorgung können leider selten unter idealen Bedingungen erstellt werden (Patient nicht vollständig entkleidet, schlechte Positionierung etc.) und weisen deshalb häufig Qualitätsverluste auf. Aber auch Aufnahmen von guter Qualität lassen oft eine vollständige Beurteilung des hinteren Beckengürtels aufgrund seiner komplexen Anatomie und entsprechend mehrfacher Knochen, -Weichteil- und Luftüberlagerung nur schwer zu. Die Zahl der übersehenen Verletzungen des hinteren Beckens reicht dabei in der Literatur von 22 bis 65% [65]. Angesichts der weiten Verbreitung des CT ist daher bei hämodynamisch stabilem Patient ein CT indiziert.

2.4.2.2 Computertomographie

Die Computertomographie stellt heutzutage das Standardverfahren zur Detaildiagnostik von Becken- und Acetabulumfrakturen dar, wobei v.a. die Möglichkeit von sekundär rekonstruierbaren Schnittebenen, 2D- und 3D-Darstellungen sowie Subtraktionstechniken die räumliche Vorstellung des Verletzungsmusters und die operative Planung erheblich verbessert. Diese Rekonstruktionen haben zwar keine initiale Priorität, sind aber für die definitive chirurgische Versorgung sehr hilfreich. Für CT-gestützte Navigationsverfahren sind sie Voraussetzung.

Mit der Computertomographie lassen sich insbesondere Verletzungen des dorsalen Beckenrings, Lokalisation und Größe von Fragmenten oder Vakuumphänomene, als indirektes Zeichen von stattgefundenen Luxationen des IS-Gelenkes, bestimmen. Die Schweregradeinteilung der iliosakralen Bandläsionen wurde z.B. erst durch das CT ermöglicht [65]. Ebenso lassen sich Begleitverletzungen der parenchymatösen, pelvinen und retroperitonealen Organe wesentlich besser abschätzen.

Moderne 64-Zeilen Spiral-CT erlauben in kürzester Zeit eine Ganzkörperdarstellung und haben daher einen hohen Stellenwert in der Primärdiagnostik von polytraumatisierten Patienten. Unter Berücksichtigung der fast regelmäßig zu erwartenden Begleitverletzungen ist das CT das wohl aussagekräftigste Verfahren. Besondere Bedeutung bei der Beurteilung haben dabei folgende Standardbereiche: 1. obere Darmbeinschaufel und L5, 2. IS-Gelenke, 3. Acetabulumdach, 4. Femurkopfzentrum und 5. Symphyse [65].



Abbildungen 25-26: axiales Becken-CT und 3D Darstellung einer Vertical shear-Fraktur vom Typ C1 [66]

2.4.2.3 Sonographie

Die Sonographie spielt aufgrund der hohen Sensitivität und Sensibilität von fast 100% beim Nachweis freier intrapelviner - bzw. intraabdomineller Flüssigkeit und der Identifizierung von Weichteilbegleitverletzungen bei Beckenringfrakturen und Polytraumata eine entscheidende Rolle. Besonders bei instabilen Beckenringfrakturen ist der Ausschluss einer lebensbedrohlichen Blutung entscheidend, da dieser Zeitfaktor über das weitere diagnostische Vorgehen und im Extremfall über eine operative Notfallintervention entscheidet. Dabei sollte die Untersuchung dynamisch durchgeführt werden.

Neben der „Basisdiagnostik“ – Röntgen, CT und Sonographie sollten frühzeitig sekundäre Untersuchungen wie das Infusionsurogramm, die retrograde Urethrozysturographie, die Angiographie und das MRT als erweiterte Diagnostik zum Einsatz kommen [54, 61, 67, 68].

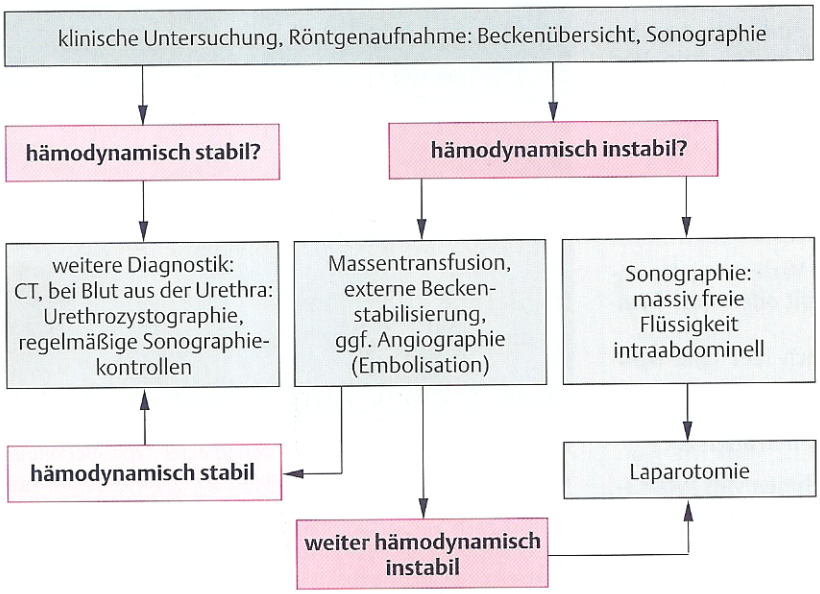


Abbildung 27: Diagnostik bei Beckenverletzungen [34]

2.5 Therapie

2.5.1 Historische Entwicklung

Obwohl Lambotte bereits 1913 Osteosynthesen wie die Drahtnaht der gesprengten Symphyse und auch die Schraubenfixation des Sakroiliakalgelenkes empfahl, wurden bis in die Mitte der 70er Jahre instabile Beckenringverletzungen überwiegend konservativ behandelt, wobei ein weites Spektrum von der einfachen Bettruhe bis zur manuellen Reposition und Ruhigstellung in unterschiedlichsten Konstruktionen wie z.B. der Beckenschwebe oder dem Beckenringgips zur Anwendung kam [45, 69].

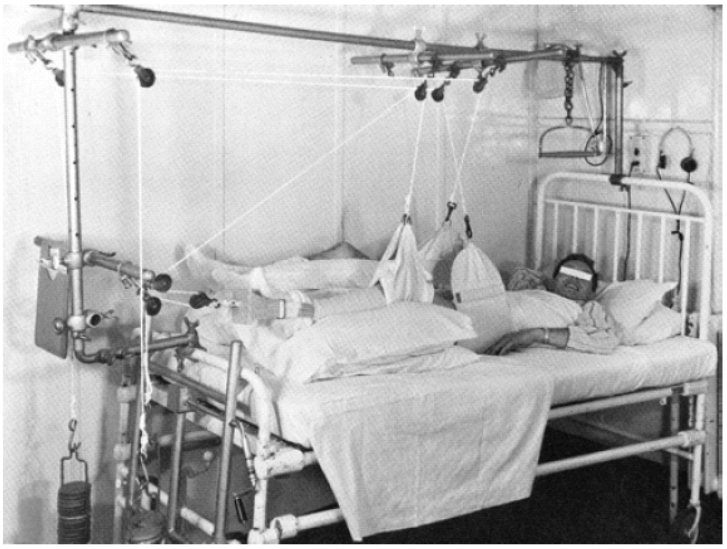


Abbildung 28: Die Beckenschwebe wurde dorsal um das Becken des Patienten gelegt. Durch Zug der Bandage mit 3 bis 6 kg über Gewichte wird der Beckenring komprimiert. [70]

Grundlage hierfür war die allgemein verbreitete Meinung, den ohnehin schwerverletzten Patienten möglichst nicht einer Operation im Sinne eines unnötigen weiteren Traumas auszusetzen [45]. Zu Beginn der 80er Jahre wurde aufgrund der verbesserten diagnostischen Möglichkeiten und der Erkenntnisse über die biomechanischen Grundlagen eine Trendwende zur operativen Behandlung von Beckenringverletzungen vollzogen [43, 71].

2.5.2 Allgemeine Aspekte

Prinzipiell müssen bei der Beckenverletzung zwei Ausgangssituationen unterschieden werden. Zum einen die lebensbedrohliche Notfallsituation nach komplexen Traumen mit hämodynamischer Instabilität und/oder ausgeprägten peripelvinen Weichteilschäden und zum anderen die weitaus häufigere isolierte osteoligamentäre Verletzung [26].

Entsprechend richten sich die Verfahrensweise und der Zeitpunkt der Versorgung nach den Parametern mechanische und hämodynamische Stabilität bzw. Instabilität. Besonders beim Polytrauma mit Beckenverletzung, dessen Versorgung nach den ATLS-Richtlinien und dem Prinzip „Damage control" erfolgt, können sich hier Unterschiede gegenüber der isolierten Beckenverletzungen ergeben [35].

In der Primärphase erfolgt die Notfallstabilisierung des Beckens, welche isoliert oder gleichzeitig im Rahmen einer notfallmäßigen Laparotomie vorgenommen werden kann. Ziel dieser Primärstabilisierung ist die Eindämmung einer lebensgefährlichen Blutung, die in 90% aus den spongiösen Frakturflächen und den venösen Beckenplexus stammt [35, 52, 55, 72].

Im Rahmen der Sekundärphase (3.-10. Tag) wird dann nach Stabilisierung des Patienten die definitive, möglichst anatomische Rekonstruktion des Beckenringes durchgeführt. Dabei richtet sich die Art der Versorgung nach der Klassifikation der Verletzung, dem Ausmaß der Weichteilverletzungen, dem Alter des Patienten, seinen Ansprüchen und letztlich auch der Erfahrung des jeweiligen Chirurgen bzw. Teams [26, 37, 55, 73, 74].

Bei der operativen Behandlung wird prinzipiell zwischen der ORIF (open reduction and internal fixation) und der CRPF (closed reduction and percutaneous fixation) unterschieden.

Stabile Frakturen mit intaktem Beckenring können überwiegend konservativ behandelt werden. Hierzu zählen z.B. die Typ-A Verletzungen, Schambeinastfrakturen, nicht oder wenig dislozierte Beckenschaufelfrakturen und andere, welche im Kapitel 2.5.4. „Verletzungsspezifische Behandlung" näher erläutert werden.

2.5.3 Notfallstabilisierung

Instabile Beckenverletzungen höherer Grade (B und C-Verletzungen) gehen oft mit kreislaufwirksamen inneren Blutungen (bis zu 5-6l) einher und müssen oft bereits vor der Klinikaufnahme bei der notärztlichen Erstversorgung stabilisiert werden.

Abbildungen 29-31: Präklinische Notfallmaßnahmen zur Stabilisierung von Beckenringverletzungen. Zur Anwendung kommen z.B. die Vakuummatratze, der pneumatische Beckengürtel und die Antischock-Hose [75].

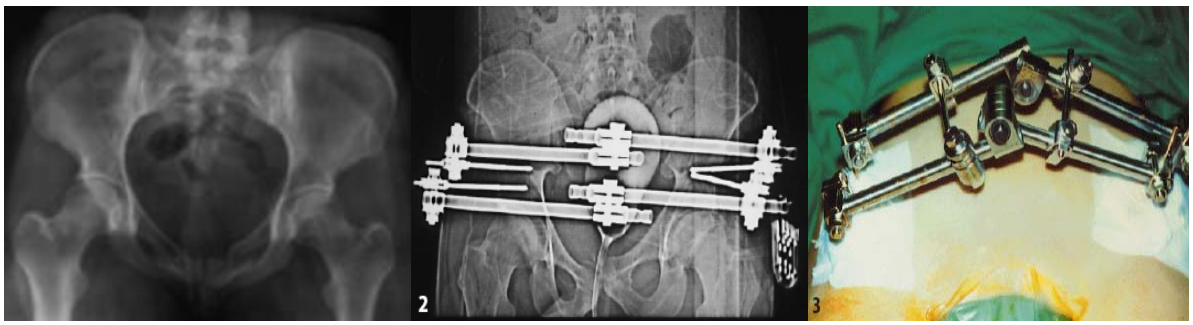
In der Klinik erfolgt dann die Primärstabilisierung instabiler Beckenringverletzungen mit der Beckenzwinge oder dem Fixateur externe [76-78].

Abbildungen 32-34: Beckenzwinge nach Ganz („pelvic C-clamp“) Die Pins werden beidseits perkutan in das Os ilium eingebracht. Der Insertionspunkt liegt im Kreuzungspunkt der direkten Linie von der Spina iliaca posterior superior zur Spina iliaca anterior superior mit der verlängerten longitudinalen Achse des Femurs [26, 57, 79].

Die Beckenzwinge ist eine Notfallmaßnahme. Mit ihr kann durch äußere Kompression die notfallmäßige temporäre Reposition und Blutstillung erzielt werden, bzw. eine Stabilisierung des hinteren Beckenrings durch Selbsttamponade unterstützt werden [57].

Vorteil der Zwinge ist, daß ihre Verankerungspins auch ohne Durchleuchtungskontrolle anhand von äußeren sichtbaren oder palpablen anatomischen Landmarken angebracht werden können. Ebenso wird der Zugang zum Abdomen oder eine spätere CT Untersuchung nicht behindert, da der Zwingenbügel nach kranial oder kaudal umgeklappt werden kann [80].
Ganz et al. konnten zeigen, daß es durch die Kompression zur signifikanten Abnahme des Blutverlustes und damit zur Zunahme des systolischen Blutdruckes des Patienten kommt [78].

Der supraacetabuläre Fixateur kann inzwischen als Standard-Beckenfixateur angesehen werden. Er wird zur Primärstabilisierung von Becken B- und C-Verletzungen verwendet, sowie teilweise auch zur definitiven Behandlung. V.a. die vordere Instabilität ist mit ihm gut therapierbar. In der Regel werden zwei Schanzschrauben auf jeder Seite supraacetabulär verankert und miteinander über z.B. Kohlefaserstangen miteinander verbunden. Die Stabilität hängt dabei von Faktoren wie dem Durchmesser und der Anzahl der Schanzschrauben, der Verankerung im Knochen sowie der Montageform ab [81]. Mit dem Fixateur externe lässt sich jedoch keine hohe Stabilität im hinteren Beckenring erreichen [82, 83].



Abbildungen 35-37: transpubische Verletzung ; Röntgenaufnahme nach Fixateur-externe-Stabilisierung einer transsymphysären Instabilität mit Kontrastmitteldarstellung von Blase und Harnröhre; Ventraler „Zelt-Fixateur“ mit Querverstrebung [84]

Beide Verfahren, Beckenzwinge und Fixateur externe, sind i.d.R. nicht als definitive Behandlung gedacht, sondern stellen temporäre Notfallmaßnahmen dar. Selten wird eine externe Stabilisierung als definitive Versorgung oder ergänzend zur internen Stabilisierung eingesetzt [53, 82]. Die Effektivität beider Verfahren erfordert eine exakte Platzierung der Verankerungsschrauben. V.a. beim Fixateur externe empfiehlt sich die Anbringung unter Durchleuchtungskontrolle. Risiken beider Verfahren stellen Gefäß-, Nerven- und Weichteilverletzungen sowie Montageinstabilität dar [57].

Das Flussdiagramm verdeutlicht die für die Versorgung von Beckenverletzungen zwei fundamental wichtigen Parameter – hämodynamische und mechanische Stabilität bzw. Instabilität.

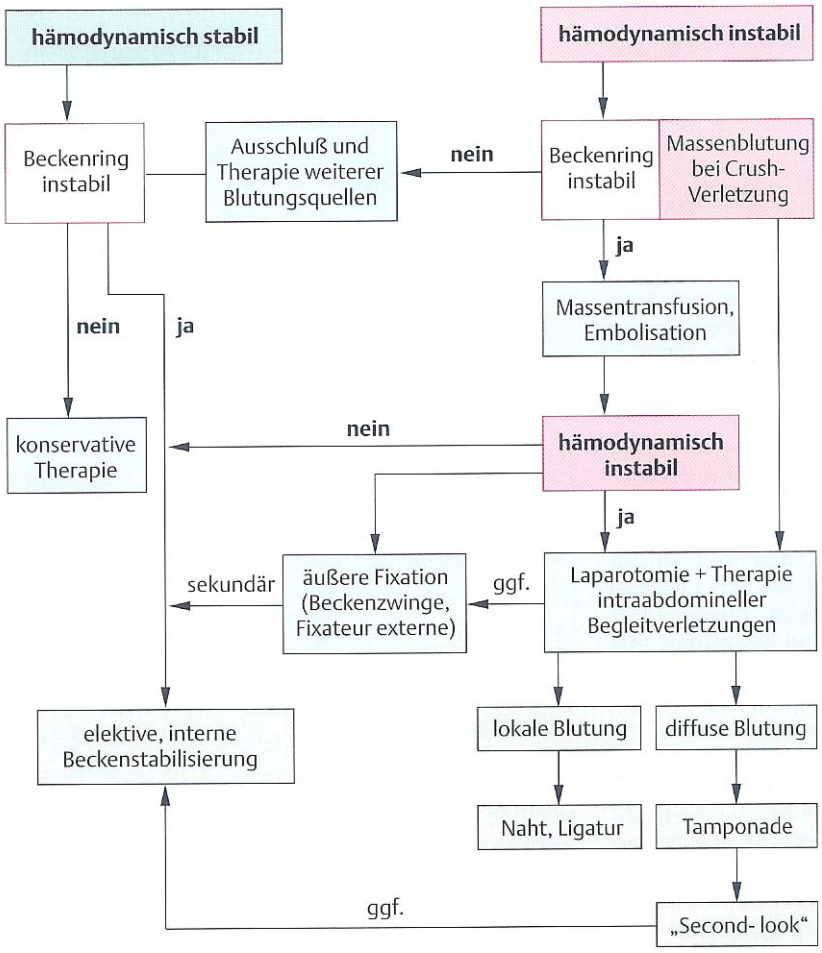


Abbildung 38: Behandlungsalgorhythmus bei Beckenverletzungen nach Mutschler [34]

Die Entscheidung zur notfallmäßigen operativen Stabilisierung sollte möglichst schnell getroffen werden, wobei der zentrale Entscheidungsparameter die Kreislaufsituation darstellt. Bei suffizienter Wiederherstellung der Kreislaufstabilität kann die operative Versorgung auch frühsekundär erfolgen [26].

2.5.4 Definitive Versorgung und Verletzungsspezifische Behandlung

Ziel jeder osteosynthetischen Versorgung sollte die anatomische Reposition und belastungsstabile Fixation des instabilen Beckens sein, da allein dies eine frühzeitige Mobilisation erlaubt und die Rate an posttraumatischen Fehlstellungen, Instabilitäten und Pseudarthrosen mit konsekutiven chronischen Schmerzzuständen und Invalidität minimiert.

Nach Stabilisierung des Patienten sollte die definitive Rekonstruktion möglichst frühzeitig, innerhalb der ersten 5-7 Tage, erfolgen, da bei späterem OP-Zeitpunkt die Reposition wegen Kallusbildung erheblich beeinträchtigt sein kann [55, 73]. Diese ist umso schwieriger, je größer das Ausmaß der initialen Fehlstellung ist. Während bei B-Frakturen lt. Literatur in etwa 85% - 91% der Fälle eine gute Reposition und Stabilisierung erreicht wird, sind es bei C-Frakturen nur ca. 63% bis 74,6% [31, 32] .

Zur Stabilisierung des Beckenrings wird eine Vielzahl von Verfahren angegeben. Grundsätzlich lassen sich externe Fixateurkonstruktionen und interne Osteosyntheseverfahren unterscheiden, die miteinander kombiniert werden können.
Zur internen Fixation existieren eine Reihe von Osteosynthesetechniken. Verwendung finden Platten- und Zugschraubenosteosynthesen, Gewindestangen oder Cerclagen [27, 28, 33, 34, 37, 43, 72, 73, 85, 86].

Im Folgenden sollen für die jeweiligen Verletzungen einige OP-Verfahren und Behandlungskonzepte erläutert werden. Je nach Klinik und Erfahrung des Operateurs stehen dabei verschiedene Strategien zur Disposition.

<u>Typ A - Stabile Frakturen</u>

Die konservativ-funktionelle Behandlung mit Bettruhe, adäquater Analgesie und frühzeitiger Mobilisation erfolgt überwiegend bei stabilen Typ-A Frakturen (Abrissfrakturen, Beckenrandbrüche, nicht dislozierte vordere Beckenringbrüche). Ausnahmen und damit Operationsindikationen für Typ A Frakturen stellen stark dislozierte Beckenschaufelfrakturen, Apophysenfrakturen mit > 0,5 cm Diastase bei sehr sportlich aktiven Menschen, offene Frakturen oder eine Perforationsgefahr dar [73, 74, 85].

Typ B - Partiell instabile Verletzungen

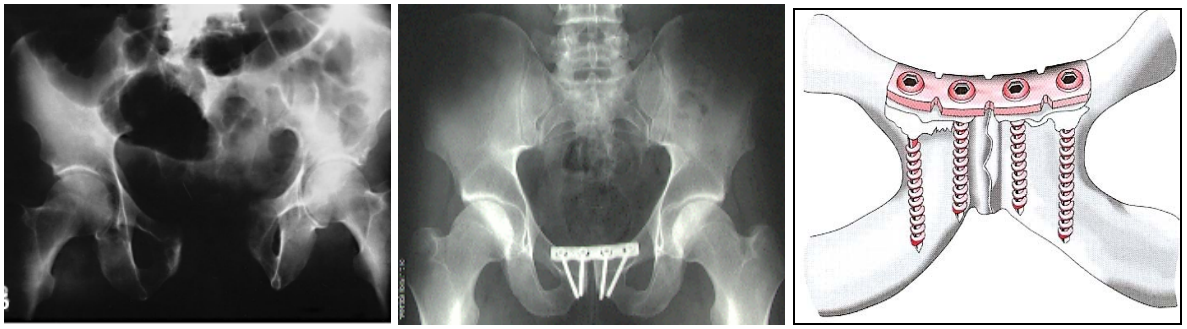
Aufgrund der Kontinuitätsunterbrechung des vorderen Beckenrings können sich die Fragmente gegeneinander um eine vertikale Achse drehen, weshalb diese Situation als rotationsinstabil bezeichnet wird. Hierbei wird die Innenrotations- von der Außenrotations- und der beidseitigen Rotationsverletzung unterschieden. Auch B-Verletzungen müssen nicht generell operiert werden, sondern können, in Abhängigkeit von der Reststabilität und Dislokation der Fragmente, konservativ behandelt werden [73].
Bei der Außenrotationsverletzung handelt sich es um eine transpubische Instabilität und/oder reine Symphysensprengung. Es kommt zum ventralen Aufklappen, was als „open-book" Verletzung bezeichnet wird.
Im allgemeinen ist bei B-Verletzungen die ventrale Stabilisierung mittels verschiedener Verfahren (Platte, Fixateur externe, Kriechschraube) ausreichend [73].

Typ C – instabile Verletzungen

Bei diesen Verletzungen mit Zerreißung der dorsalen sakroiliaklen Bandstrukturen kommt es zur kompletten sogenannten Translationsinstabilität. Hier besteht immer eine OP-Indikation, wobei sowohl eine ventrale als auch dorsale Stabilisierung nötig ist, da die alleinige anteriore oder posteriore Stabilisierung oder externe Fixierung zu deutlich schlechteren Ergebnissen führt [85]. Die Vorteile einer operativen Therapie gegenüber der konservativen Therapie konnten hier in mehreren klinischen Untersuchungen gezeigt werden [37].
Das jeweilige OP-Verfahren richtet sich dabei nach Lokalisation, Grad der Instabilität und Ausmass der Fraktur. Es sollte primär die dorsale Instabilität versorgt werden, da sich die anschließende Reposition des ventralen Beckenringes anschließend einfacher gestaltet [26].

Transsymphysäre Verletzung

Das Standardverfahren bei der Symphysenrutpur besteht in der Osteosynthese der beiden Schambeinäste mit einer 4,5 mm 4-Loch AO-DC-Platte, die beidseits auf dem Pecten ossis pubis zu liegen kommt und mit ca. 50-60 mm langen, zur Beckeneingangsebene senkrecht positionierten Schrauben, befestigt wird. Die Freilegung der Symphyse erfolgt hier über einen Pfannenstielschnitt. Nach ca. 6 Monaten wird das Implantat entfernt, da die physiologische Symphysenbeweglichkeit zu Schraubenlockerung oder Plattenbruch führen kann [85].



Abbildungen 39-41: 4-Loch LCDCP Symphysenplatte bei B1- Verletzung (open book) [34, 45, 84]

Transpubische Instabilität

Es handelt sich meist um Frakturen einzelner Scham- oder Sitzbeineinäste. Hier finden sich mehrere Verfahren - je nachdem, ob die Fraktur isoliert oder Teil einer instabilen Ringverletzung ist. Die isolierte Fraktur kann konservativ behandelt werden. Ist sie Teil einer Ringverletzung kann sie mit einer 3,5 mm Schraube, parallel zum Pecten ossis pubis in Richtung auf den vorderen Acetabulumpfeiler (sog. „Kriechschraube“), oder bei mehreren Fragmenten mit einer Rekonstruktionsplatte versorgt werden. Dabei besteht potentiell die Gefahr der Acetabulumperforation weshalb eine Bildwandlerkontrolle notwendig ist [73].

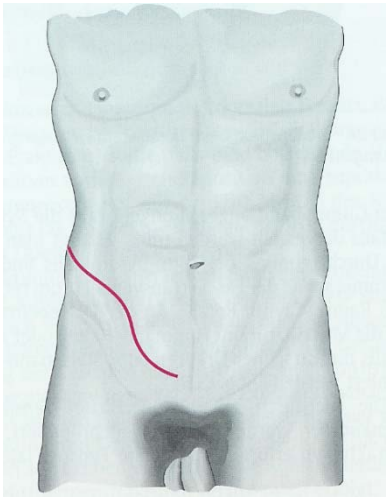
Abbildung 42: Plattenosteosynthese bei transpubischer Instabilität [84]

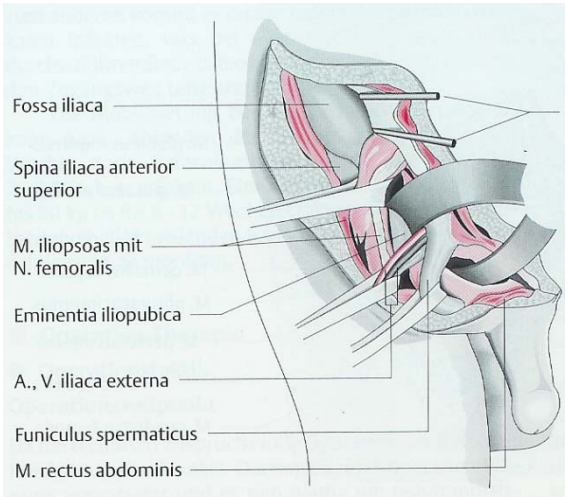
Transacetabuläre Instabilität

Die Acetabulumfrakturen unterliegen hinsichtlich der Diagnostik, Klassifikation und Therapie eigenen Regeln [63, 64]. Stufenbildungen dieses am stärksten beanspruchten Gelenkes stellen eine präarthrotische Deformität dar, weshalb unbedingt eine exakte Reposition und Stabilisierung zur Vermeidung dieser Komplikation anzustreben ist.
Unverschobene oder nur wenig dislozierte Frakturen können konservativ therapiert werden, d.h. mit frühzeitiger Mobilisation unter Teilbelastung (20kg) für 8-12 Wochen.

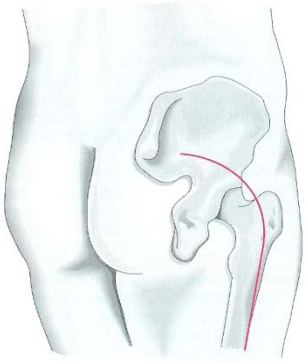
Typische Operationsindikationen dagegen stellen u.a. folgende Konstellationen dar: Dislozierte Frakturen (>2mm) mit Gelenkinkongruenz oder intraartikuläre Fragmente, offene Frakturen und neurologische Komplikation (N.ischiadicus). Bereits ab einer Fehlstellung von mehr als 2mm im Gelenk muss mit einer Arthroseentwicklung gerechnet werden. Dorsale Luxationen sollten so schnell wie möglich reponiert werden, da es sonst zur Hüftkopfnekrose kommen kann (> 6 Stunden bis zu 47%) [34]. Ebenso stellen Verletzungen der großen Gefäße bei ventralen Pfeilerfrakturen eine Notfallindikation dar. Ansonsten ist die primäre Versorgung eher eine Ausnahme.

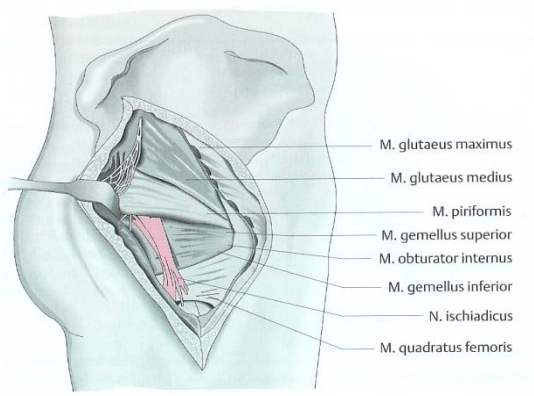
Die Versorgung erfolgt je nach Frakturtyp insbesondere über zwei Zugänge. Zum einen über den laterodorsalen Zugang nach Kocher-Langenbeck für den dorsalen Pfeiler und den ilioinguinalen Zugang nach Letournel für den ventralen Pfeiler sowie der Schambeinäste und der Symphyse [34, 64].





Abbildungen 43 und 44: Hautinzision und Präparation beim ilioinguinalen Zugang nach Letournel [34]

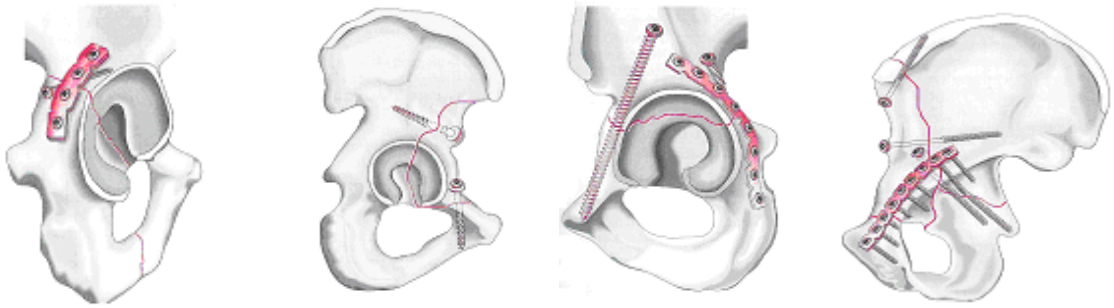




Abbildungen 45-46: Dorsolateraler Zugang nach Kocher-Langenbeck [34]

Zur Darstellung beider Pfeiler im Rahmen von komplexen Gelenkfrakturen besteht die Möglichkeit, entweder beide Zugänge zu kombinieren, oder einen sogenannten erweiterten Zugang zu wählen. Hierzu zählen der erweiterte ilioinguinale Zugang, der „Triradiate" Zugang und der Maryland Zugang. Die Reposition ist meist anspruchsvoll und erfordert oft die Zuhilfenahme von speziellen Zangen (Jungbluth-Zange) oder passager eingebrachten Schanzschrauben zur indirekten Reposition. Je nach Frakturverlauf erfolgt dann die Versorgung der Acetabulumfrakturen mit 3,5-6,5 mm Zugschrauben und/oder 3,5 mm Rekonstruktionsplatten.

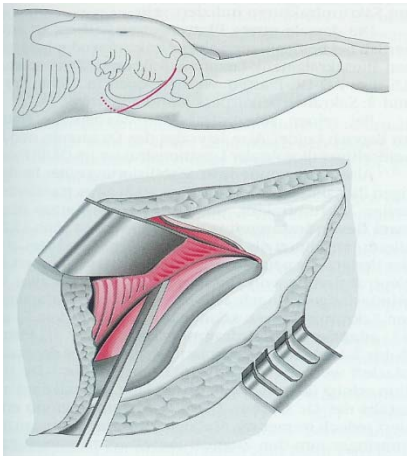
Zu den intraoperativen Komplikationen zählen v.a. Verletzungen von neurovaskulären Strukturen. Unmittelbar postoperativ sind v.a. Venenthrombosen, Infekte und Nachblutungen zu nennen. Häufige Spätkomplikationen sind die Arthrose, die Femurkopfnekrose und periartikuläre Ossifikationen [64]. Die Vermeidung einer späten Arthrose ist v.a. abhängig von einer exakten Wiederherstellung des kraftübertragenden kranialen „Domsegmentes". Hierfür ist eine genaue intraoperative Repositionskontrolle mittels Bildwandler, CT oder dem neuen Siremobil®- IsoC^{3D} nötig.

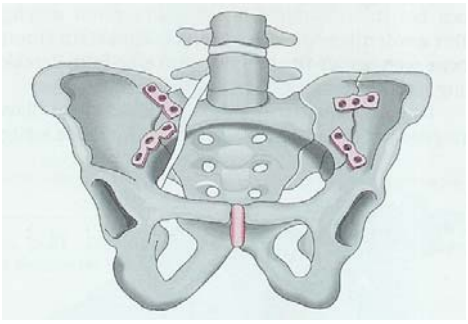


Abbildungen 47-50: Anwendung von Zugschrauben und/oder Verplattung bei einer A2, A3, B1 und B3 Fraktur (von links nach rechts) [34]

Transiliakale Instabilität

Diese Frakturen werden in Rückenlage über einen ventrolateralen Zugang mit tiefer Präparation entlang der Fossa iliaca versorgt [73]. Da die Frakturen der Darmbeinschaufel sehr variable Frakturlinien aufweisen können, gibt es eine entsprechende Vielzahl von möglichen Stabilisierungsverfahren, wobei Kombinationen von Schraubenosteosynthesen und Rekonstruktionsplatten zum Einsatz kommen.



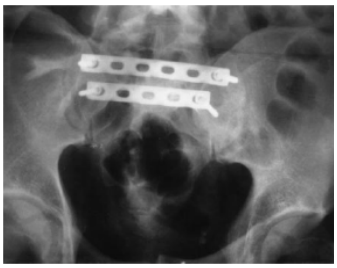


Abbildungen 51-52: Ventrolateraler Zugang; Verplattung einer transiliosakralen und transiliakalen Fraktur [34]

Transsakrale Instabilität

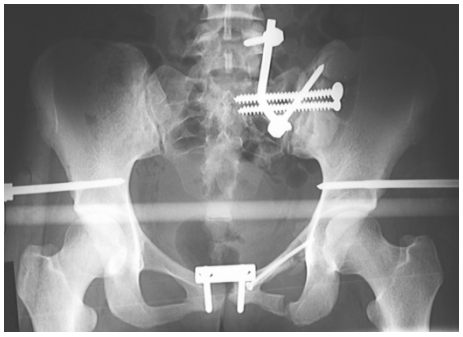
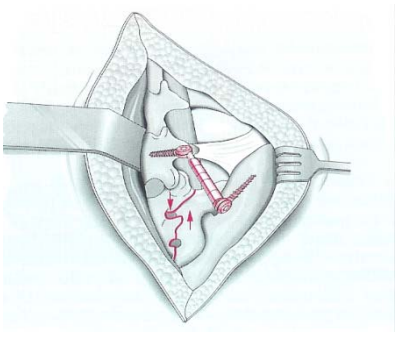
Die Therapie der Sakrumfraktur orientiert sich v.a. am Instabilitätsgrad, am Ausmaß der Dislokation und der betroffenen Zone (I-III nach Denis). Eine konservative Therapie mit 3-4 Wochen Bettruhe und anschließendem Belastungsaufbau kommt für nicht - oder nur wenig - dislozierte Frakturen in Frage. Nach konservativer Therapie von dislozierten Frakturen zeigte sich in Abhängigkeit der Lokalisation eine hohe Rate von Nervenschädigungen und chronischen Schmerzzuständen [46][37].

Ziel der operativen Behandlung, welche hier zumeist über einen dorsalen Zugang erfolgt, ist eine optimale Stabilität in anatomischer Stellung und Nervenwurzeldekompression. Mehrere Verfahren kommen zur Anwendung, wobei sich letztlich noch keine allgemeingültige befriedigende Fixationsmethode durchgesetzt hat. Pohlemann et al. empfehlen klassifikationsabhängig zum einen die "lokale Osteosynthese" mit Kleinfragmentimplantaten, insbesondere bei transforaminalen Sakrumfrakturen mit ihrer hohen Rate an Nervenschäden, und zum anderen die dorsale überbrückende Plattenosteosynthese mit zwei schmalen queren DC-Platten in Höhe von S1 und S3 [46]. Beide Methoden sollten zusätzlich mit einer Stabilisierung am ventralen Beckenring ergänzt werden.



Abbildungen 53-55: dorsal überbrückende Plattenosteosynthese mit zwei queren DC-Platten [84]

Andere Operationsstrategien sind u.a. die lumbosakrale Distraktionsspondylodese (über einen paraspinalen Zugang), die transiliosakrale Verschraubung oder die dorsale Sakrumdistanzosteosynthese. Jede dieser Methoden hat typische Komplikationsmöglichkeiten und Indikationen [87].

Abbildungen 56-57: Distraktionsspondylodese und SI-Verschraubung nach C1 Verletzung (links) [45] , Schema (rechts) [34]

Transiliosakrale Instabilität

Es handelt sich, wie oben beschrieben, entweder um eine reine SI-Sprengung oder um eine transiliakale bzw. seltene transsakrale Luxationsfraktur. Bei der transiliakalen Luxationsfraktur handelt es sich in der Regel um Frakturen der hinteren Darmbeinschaufel gepaart mit einer Luxation des ventralen Anteils des Iliosakralgelenks. Die Luxationsfrakturen werden mit einer Kombination aus Platten- und Schraubenosteosynthesen stabilisiert. Das Standardverfahren zur Stabilisierung ist die offene Reposition und Stabilisierung mit zwei 3 Loch DC Platten über einen ventrolateralen Zugang.

Die Kontrolle der Reposition und der Schraubenlage ist hierbei nur mittels Bildwandler möglich. In einigen Kliniken werden auch intraoperative CTs zur besseren Beurteilung der Implantatlage durchgeführt [6, 8]. Mit dem IsoC^{3D} steht hierfür erstmals eine einfachere und flexiblere Gewinnung einer dreidimensionalen Bildgebung zur Verfügung.

Abbildungen 58-59: Plattenosteosynthese der SI- Fuge mit zwei 3 Loch DC Platten [45]

Eine Alternative stellt die offene oder minimalinvasive perkutane Stabilisierung des ISG dar. Diese Methode wurde bereits 1934 von Lehmann beschrieben [88]. Vorteil dieser Technik ist das geringere Operationstrauma, geringerer Blutverlust und ein vermindertes Infektionsrisiko. Hierbei wird unter Bildwandlerkontrolle über einen dorsalen Zugang oder perkutan über eine Inzision in Höhe von S1 zunächst der Bohrdraht in S1 platziert. Die Schraube, z.B. eine 6,5 mm Spongiosaschraube, sollte cranial des ersten Zwischenwirbelloches liegen und darf die ventrale Wand nicht perforieren. Dieser "Zielkorridor" ist äußerst schmal. Templeman et al. berichten von einer durchschnittlichen Weite von nur 21,7 mm. Bei perkutanem Verfahren bedeutet dies, dass eine Abweichung des Bohrwinkels von nur 4° zu einer Perforation führen kann [59, 89].

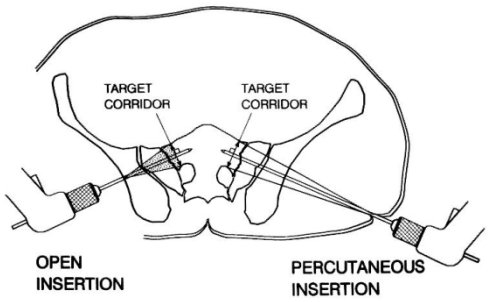
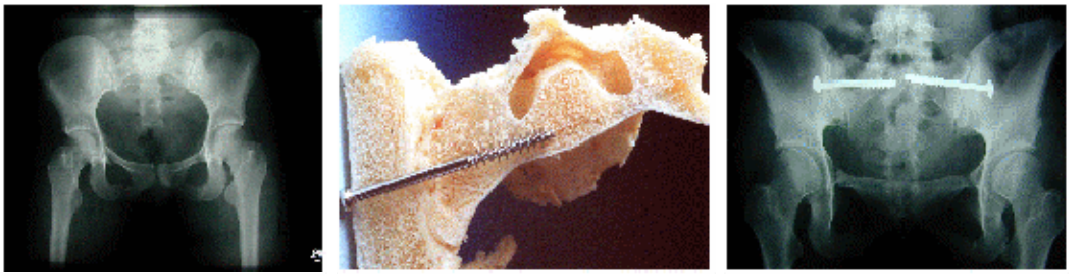


Abbildung 60: Analyse der Bohrwinkel für perkutane und offene ISG-Verschraubung [89]



Abbildungen 61-63: Verschraubung der SI- Fuge beidseits bei beidseitiger SI-Gelenksprengung [45]

Perkutane Schraubenosteosynthesen sind aufgrund der komplexen Beckenanatomie und der Gefahr der Verletzung essentieller Strukturen (Nervenwurzelläsionen, Gefäße) technisch anspruchsvoll und erfordern bei normaler BV-kontrollierter Schraubenplatzierung häufige Projektionswechsel (a.p./Inlet/Outlet/) mit entsprechend hohen Durchleuchtungszeiten [90-94]. Die exakte Darstellung des Sacrums und der Sacralforamina ist wegen des gekrümmten Verlaufs und der planaren Bilddarstellung im BV sowie möglicher Bildqualitätsmindernder Faktoren wie Adipositas oder Darmgas jedoch problematisch. Diese Technik sollte nur angewendet werden wenn die Bildqualität gut ist und das Team über genügend Erfahrung verfügt [37, 95]. Aufgrund der gezeigten Gefahren werden Operationen am Becken und Acetabulum wie z.B. die ISG-Verschraubung zunehmend navigiert durchgeführt [90, 92, 96-103] .

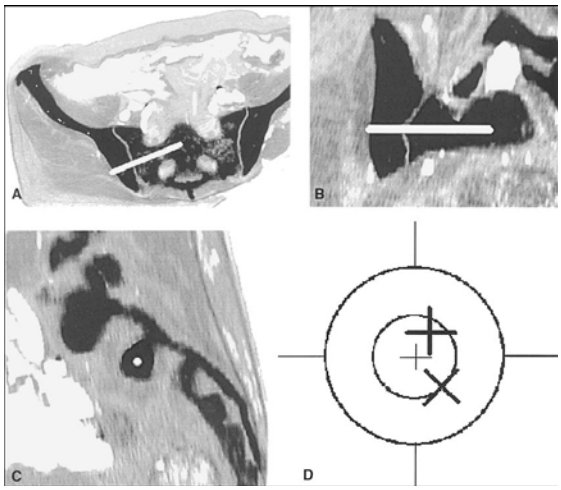


Abbildung 64: Bildschirmdarstellung bei CT-navigierter ISG-Verschraubung [103]

Komplexes Beckentrauma

Massive innere und äußere Blutungen in der Primärperiode sowie eine erhöhte Sepsisrate durch die Kontamination von großflächigen Hämatomen und Nekrosen und Multiorganversagen in der Sekundärperiode machen das komplexe Beckentrauma zu einem besonderen Problem. Die Letalität bei offenen komplexen Beckenverletzungen erreicht hierbei 50% und mehr, wobei die Haupttodesursachen das MOV (Multi-Organ Versagen), das ARDS (Acute Respiratory Dysstress Syndrome) und der hämorrhagische Schock sind [37].
Bei den komplexen Beckenverletzungen überwiegen, wie zu erwarten, schwere Beckenringfrakturen vom Typ C und B [25].

Die Therapie des komplexen Beckentraumas ist Teil des Polytrauma-Managements und richtet sich nach dem Behandlungsalgorhythmus für instabile Beckenringverletzungen [25].
Bei nicht beherrschbarer hämodynamischer Instabilität kann eine Notfalllaparatomie indiziert sein. Reicht die manuelle Kompression und Tamponade zur Blutstillung nicht aus, kann auch das infrarenale Abklemmen der Aorta nötig werden um einen Minimalkreislauf aufrecht zu erhalten und die nötige Übersicht zu gewinnen. Massive retroperitoneale Hämatome sollten eröffnet und ausgeräumt werden.

Begleitende Urogenital- und Darmverletzungen sollten zur Vermeidung septischer Komplikationen möglichst noch beim Ersteingriff definitiv versorgt werden. Bei perinealen Verletzungen und Rektumläsionen sollte ein doppelläufiger Anus praeter angelegt werden. Ebenso ist bei Urethra- und Blasenverletzungen eine suprapubische Harnableitung nötig.

Eine Sonderform der Haut-Weichteilverletzung am Becken stellt die sog. Morel-Lavallé-Läsion dar, die v.a. bei Überrolltraumen vorkommt. Durch Scherkräfte kommt es zu einem subkutanen Decollement, wobei sich mehrere Liter Blut und Lymphe in großen Wundhöhlen ansammeln können und auch bei geschlossenem Hautmantel zu Infektionen führen können.
Ausgedehnte Weichteilverletzungen erfordern daher in der Postprimärphase mehrere second-look Interventionen mit radikalem Debridement.

2.5.5 Nachbehandlung

Die Nachbehandlung richtet sich nach dem entsprechenden Fraktur- und Versorgungstyp. Konservativ behandelte Patienten mit stabilen Beckenfrakturen werden nur kurze Zeit zur Schmerzreduktion immobilisiert und dann unter Analgesie an Unterarm-Gehstützen bei schmerzadaptierter Vollbelastung frühmobilisiert. Patienten mit operativ versorgten Frakturen sollten ebenfalls unter Einhaltung 12-wöchigen Teilbelastung (15kg) frühzeitig mobilisiert werden [26]. Bei Frakturen die nicht in der Hauptbelastungszone liegen ist auch ein schnellerer Übergang zur Vollbelastung unter klinisch-radiologischer Kontrolle möglich.

Implantate am Becken werden in der Regel bei Beschwerdefreiheit belassen. Ausnahmen stellen gelenkpenetrierende Osteosynthesen und implantatbezogene Schmerzen dar [73, 104]. Eine Symphysenplatte sollte nach 6–8 Monaten aufgrund möglicher Schraubendislokation entfernt werden. Transiliosakrale Zugschrauben sollten nach 6 – 8 Monaten entfernt werden, da sie durch Bewegungen in der SI-Fuge brechen können und durch die Gelenkpenetration das Gelenk schädigen und zu chronischen Schmerzen führen können.

Röntgenkontrollen werden direkt postoperativ, nach Belastungsbeginn und nach 12 Wochen durchgeführt. Eine Thromboseprophylaxe erfolgt kontinuierlich bis zur vollständigen Mobilisation des Patienten, wobei diese aufgrund des hohen Thrombose-und Lungenembolierisikos (7-10% resp. 2-3%) bei Beckenverletzungen bereits perioperativ beginnen sollte [34].

2.6 Prognose

Die Mortalität, Morbidität und das Langzeitergebnis einer Beckenverletzung werden entscheidend durch die Schwere der Begleitverletzungen beeinflusst. Zwischen 1991-93 wurde von der AO-International und der DGU eine multizentrische Studie hinsichtlich der Epidemiologie, Therapie und des Langzeitverlaufes bei Beckenverletzungen durchgeführt.
Die dabei untersuchten 1722 Fälle ergaben, dass auch nach anatomischer Rekonstruktion des Beckenrings mit einer hohen Rate an Spätschäden zu rechnen ist. Dabei stehen im Vordergrund vor allem Schmerzen z.B. durch Pseudarthrosen, gefolgt von neurologischen und urologischen Beschwerden [32].

In keiner Gruppe waren alle Patienten schmerzfrei. Nur 41% der Patienten mit Typ B bzw. 27% beim Typ C gaben an, völlig schmerzfrei zu sein. Selbst bei den Typ A Frakturen waren nur 55% der Patienten später völlig schmerzfrei, wobei die Intensität der Schmerzen mit der Ausprägung der primären - bzw. postoperativ verbliebenen Instabilität korreliert. Neurologische Einschränkungen werden bei gut 1/5 der Fälle mit instabilen Beckenfrakturen gesehen. Bei den bleibenden urologischen Defiziten spielen v.a. Miktionsbeschwerden durch Harnröhrenstrikturen (8,8%), Potenzprobleme (13%) und Sphinkterstörungen (6,6%) eine wichtige Rolle [32, 56]. Zwischen den radiologischen und klinischen Ergebnissen sowie der nach Unfall wiedererlangten Lebensqualität ergeben sich z.T. größere Diskrepanzen. In der DGU Studie wurden deshalb diese Parameter zusammen mit der sozialen Reintegration im Gesamtergebnis „outcome“ untersucht. Schon bei A-Frakturen erlangen nur ca. 45 % der Patienten nach dem Trauma eine Lebensqualität wie sie vor dem Unfall bestanden hat. Nach B-Verletzungen sind es 48% und nur 23% nach C-Verletzungen [26, 28, 31, 32, 105] .

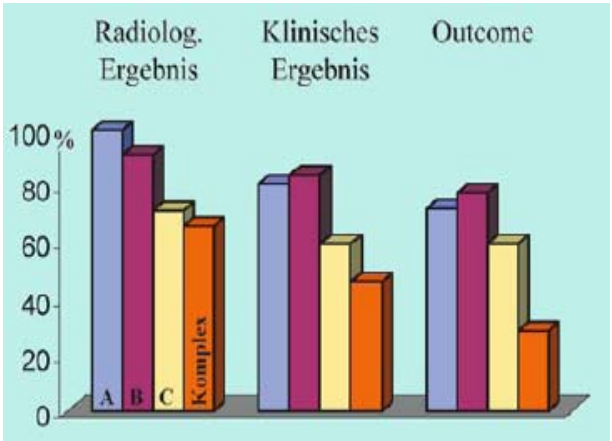


Abbildung 65: Vergleich des klinischen und radiologischen Behandlungsergebnisses [26]

2.7 Computerassistierte OP-Verfahren

2.7.1 Was ist Navigation?

"A Tool is but the extension of a man's hand, and a machine is but a complex tool. He that invents a machine augments the power of man and the well being of mankind." (Henry Ward Beecher) [106].

Mit der in den letzten Jahren rasanten Entwicklung der computerunterstützten Chirurgie - kurz "CAS" (Computer Assisted Surgery) genannt - steht dem Chirurgen ein zusätzliches Instrument zur Erhöhung der Präzision und Sicherheit zur Verfügung. Die Navigation ermöglicht die zusätzliche Visualisierung der chirurgischen Aktion - d.h. die aktuelle Instrumentenposition wird in Relation zum Situs in Echtzeit an einem Monitor sichtbar gemacht. Vor Einführung der Navigation war eine Operationsplanung lediglich anhand von Bildern oder Kunststoffmodellen möglich, wodurch ein Ungleichgewicht zwischen hochpräziser präoperativer Bildgebung aber nur limitierter intraoperativer Nutzbarkeit dieser Informationen bestand [107, 108].

Definitionsgemäß stellt die computerassistierte Chirurgie eine Verbindung der Fähigkeiten von Maschine und Mensch dar. Der Arzt soll also nicht ersetzt, sondern unterstützt werden. Simon et al. vergleichen die computerassistierte Chirurgie sehr anschaulich mit der Navigation eines Schiffes, bei dem natürliche und künstliche Landmarken (Ufer, Sterne, Bojen, Leuchtturm) zur Positionsbestimmung dienen. Das Sonar ist vergleichbar dem CT oder BV, mit dem oberflächlich nicht sichtbare Strukturen dargestellt werden können, und das GPS schließlich entspricht dem chirurgischen Navigationssystem [109].

Die Forderung nach höherer Sicherheit und Genauigkeit bei Operationen an anatomisch komplizierten Strukturen wie z.B. dem Becken und der Wirbelsäule forcierte daher die Entwicklung der Computernavigation. Ebenso führte das Bestreben nach einem möglichst geringen Operationstrauma zur Entwicklung minimalinvasiver Operationsverfahren, welche sich wiederum durch verbesserte Bildgebung und die Einführung der Computernavigation immer mehr etablieren.

2.7.2 Historische Entwicklung

Grundlage der Navigation ist die Stereotaxie, welche definiert ist als exaktes Auffinden von Strukturen anhand eines fixierten Koordinatensystems. Dieses Konzept ist seit 1873 bekannt, als Dittmar im Tierexperiment versuchte, die Medulla oblongata mit Hilfe einer mechanischen Vorrichtung anzusteuern [110]. Zernhoff führte dann als Erster 1890 stereotaktische Operationen an humanen Präparaten durch und schließlich unternahm Altuchov 1891 die ersten klinischen Eingriffe.

Als die wohl anerkanntesten Pioniere der stereotaktischen Chirurgie gelten Clarke und Horsley [111]. Sie entwickelten 1906 einen Apparat, um am Tiermodell neurochirurgische Operationen am Thalamus durchzuführen. Dabei verwendeten sie einen stereotaktischen Holzrahmen, welcher als raumfestes Koordinatensystem am Schädel befestigt wurde.

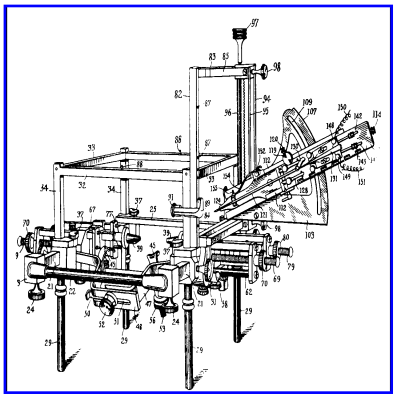


Abbildung 66: “Stereotactic Apparatus" von Horsley und Clarke “by this means everey cubic millimetre of the brain could be studied and recorded” [111]

Bei den ersten Systemen mit festen mechanischen Navigationsrahmen handelte es sich also um sogenannte "frame-based" Verfahren. Die rahmenlose ("frame-less" oder "free-hand") Stereotaxie fand 1986 ihre Anfänge in den Arbeiten um Schlöndorf, Watanabe, Reinhardt und Kelly [112-115]. Dabei wurden die Koordinaten eines chirurgischen Objektes aus einem 3D-Datensatz eines CTs oder MRTs gewonnen.

Anfang der 90er Jahre entstand durch einen Technologietransfer aus den Gebieten bildgebende Verfahren, Robotik, Bewegungsanalyse und "virtual reality" das neue Forschungsgebiet "medical robotics and computer assisted surgery" (MRCAS).

2.7.3 Konzept

Je nach Indikation, Arbeitsweise und dem Ausmaß der Kontrollmöglichkeit des Chirurgen auf das System, lassen sich drei Hauptgruppen von Systemen unterscheiden.

1. Aktive Navigatoren - diese werden auch als Operationsroboter bezeichnet, da sie die Präoperative Planung selbständig in die chirurgische Aktion umsetzen. Der bekannteste Vertreter ist u.a. ROBODOC, der für die Fräsen der Femurkaverne beim Hüftgelenksersatz eingesetzt wird (Abb.: 67) [116].

2. Semiaktive Navigatoren - es handelt sich um passive Roboter, die vom Chirurgen geführt werden, jedoch dessen Bewegungsspielraum einschränken. Das einfachste Modell hierzu ist z.B. ein stereotaktischer Rahmen, wie er von Clarke & Horsley benutzt wurde [111].

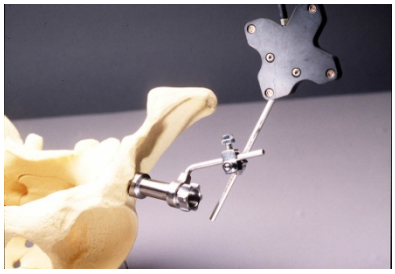
3. Passive Navigatoren – analysieren und zeigen in Echtzeit die Instrumentenposition an und stellen somit zusätzliche Informationen für den Operateur dar, garantieren jedoch keine exakte Umsetzung der präoperativen Planung. Es ist das derzeit am meisten verwendete Verfahren. Als Bilddatenquelle dienen in der Regel CT bzw. 2D und 3D Bildwandlerprojektionen. Es kommen aber auch MRT, Ultraschall und Kinematik basierte Systeme zum Einsatz [92, 103, 116-120]. (Abb.: 68)

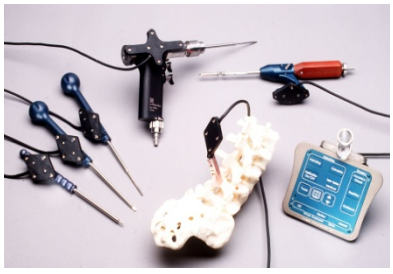
Abb.67-68: ROBODOC [ISS, Sacramento,USA][121] ; VectorVision® ENT [BrainLab] [122]

Jedem Navigationssystem sind drei Elemente gemeinsam: 1. das therapeutische Objekt 2. das virtuelle Objekt - meist in Form von präoperativen zwei oder dreidimensionalen Bildern - und 3. dem Navigator, welcher es ermöglicht, die räumliche Lage des therapeutischen und virtuellen Objektes sowie die Position der Instrumente in Übereinstimmung zu bringen.

Abbildung 69: Navigationssystem Set-up [123]

Ausschlaggebende Verbindung zwischen dem chirurgischen Instrument und dem virtuellen Abbild stellt das Bewegungsanalysesystem dar. Es existieren verschiedene technische Verfahren, welche die Instrumentenlage berührungslos akustisch, elektromagnetisch oder optoelektronisch messen, wobei letzteres das am häufigsten verwendete Verfahren darstellt [116]. Mit Hilfe von passiven oder aktiven Markern (LED), welche an den Instrumenten und am Patienten in Form der sog. „Reference Base“ angebracht sind, erfolgt mittels einer Kamera die permanente Abgleichung von „realer und virtueller Welt“. Vor der Operation erfolgt noch das sogenannte Matching, bei dem zwischen dem therapeutischen und virtuellen Objekt eine räumliche Beziehung definiert wird [124, 125].





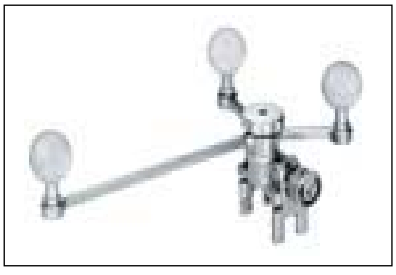
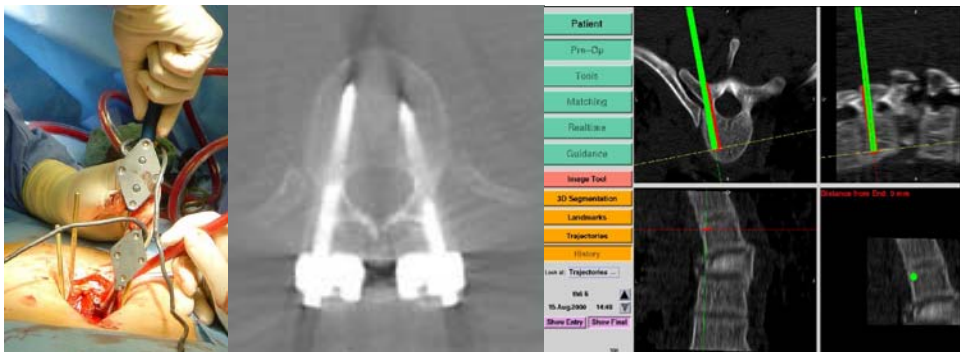


Abbildung 70-71a: Dynamic Reference Base, kabelbasiertes Instrumentarium mit LED [126]

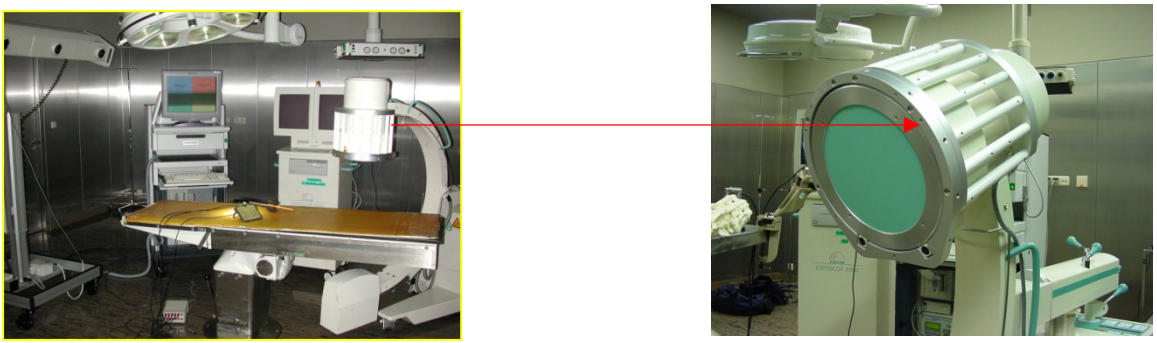
Abbildung 71b: wireless passive marker instrument adapter clamp [122]

Ursprünglich für die Neurochirurgie entwickelt, hat sich die Computernavigation heute in einer Vielzahl von chirurgischen Disziplinen etabliert. Eine der ersten Anwendungen in der Orthopädie war seit 1994 die navigierte Pedikelschraubeninsertion an der Wirbelsäule anhand von präoperativen CT-Bilddatensätzen [100, 127-130]. Damit konnte gegenüber den konventionellen Verfahren, bei denen Fehlplatzierungsraten von 10% - 40% angegeben werden, eine signifikante Reduktion der Perforationsrate erreicht werden [100, 127-134].



Abbildungen 72-74: navigierte Pedikelschraubeninsertion [135]

Die Bildwandlerbasierte Navigation wird seit Ende der 1990er Jahre eingesetzt und stellt heute neben der CT-gestützten Navigation ein etabliertes Verfahren dar. Anwendung findet es u.a. beim "distal locking" von intramedullären Nägeln, in der Endoprothetik und v.a in der Wirbelsäulen-und Beckenchirurgie [90, 136-141]. Vorteile gegenüber der CT-basierten Navigation sind u.a. die geringeren Kosten, die ständige Verfügbarkeit, der leicht zu erneuernde Bilddatensatz und die reduzierte Strahlenbelastung [100, 117, 136].



Abbildungen 75-76: Navigations-Set-Up, BV mit "LED-Shield", Infrarotkamera und Navigationssystem [142]

Um die Vorteile von CT und Bildwandler zu vereinen, erfolgte die Entwicklung des Siremobil-IsoC^{3D} Bildwandlers [Fa. Siemens, Erlangen, Germany] mit welchem erstmals die

Möglichkeit besteht, intraoperativ 3D-Bilddatensätze zu erstellen und mit diesen auch zu navigieren. Das System wird im Kapitel Material und Methoden näher vorgestellt.

Abbildungen 77-78: Siremobil®-IsoC^{3D} [126], 3D Schnittbildgebung [142]

Durch die Schnittbilddarstellung ist v.a. eine Visualisierung von gekrümmten Gelenkflächen und Frakturspalten möglich, wodurch es z.B. möglich ist, eine präzise anatomische Reposition von dislozierten Knochenfragmenten und eine exakte Positionierung von Schrauben und Implantaten durchzuführen. Erste Untersuchungsergebnisse zeigen außerdem, daß eine deutliche Reduktion der Strahlenexposition im Vergleich zu anderen Verfahren wie konventionellem Röntgen und BV bzw. CT -und BV-Navigation möglich ist [16, 143]. IsoC^{3D} navigierte Operationen wurden in verschiedenen anatomischen Bereichen wie z.B. peripheren Gelenken und an der Wirbelsäule bereits erfolgreich durchgeführt [2, 4, 9, 10, 12, 13, 15, 18, 143-145].

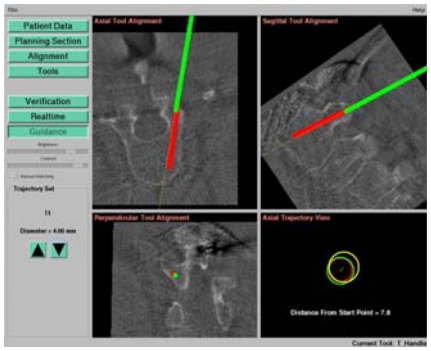
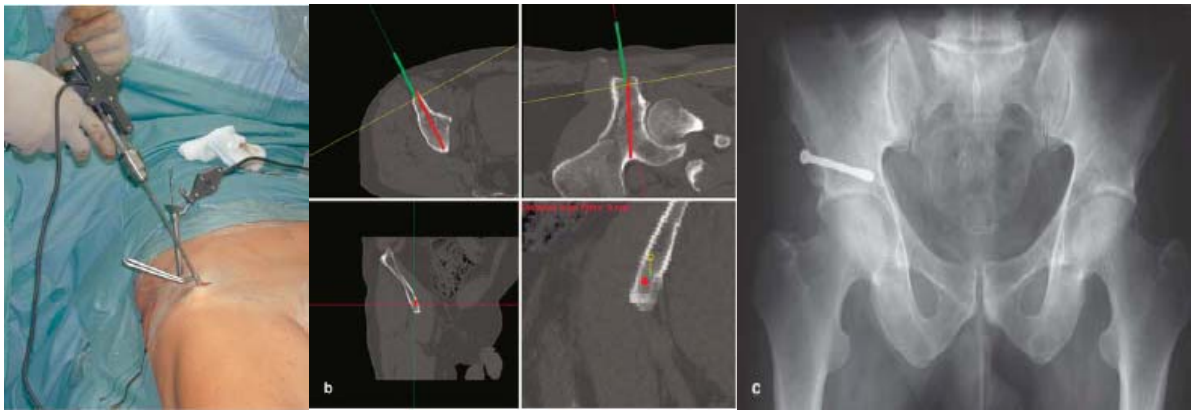


Abb. 79: Iso-C^{3D}-basierte Navigation an der Wirbelsäule [135]

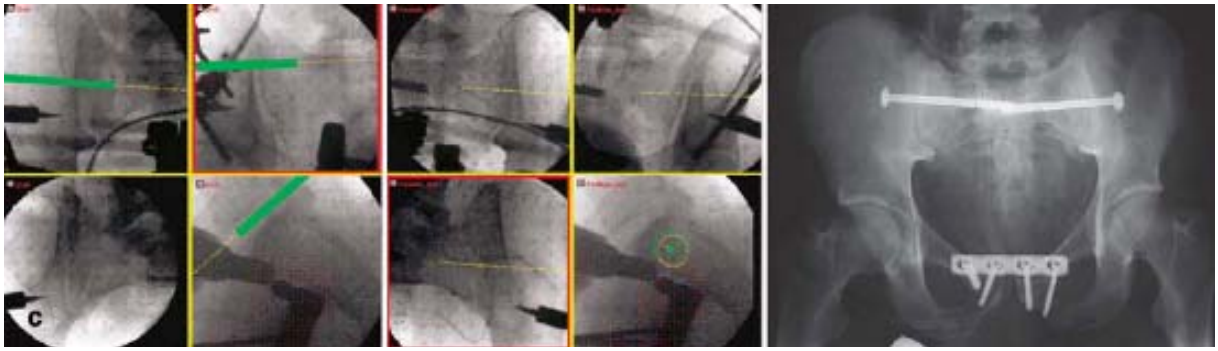
Allein in der Orthopädie und Unfallchirurgie hat sich der Anwendungsbereich der CAS in den letzten Jahren enorm ausgeweitet, so z.B. in der Hüft- und Knieendoprothetik, bei minimalinvasiven Frakturversorgungen, in der Tumorchirurgie, bei Osteotomien, Arthroskopien, Kreuzbandrekonstruktionen und vielen mehr [100, 146-156].

2.7.4 Navigationsverfahren in der Becken -und Acetabulumchirurgie

Nach Etablierung der navigationsgestützten Pedikelschraubeninsertion in der Wirbelsäulenchirurgie wurden auch in der Becken -und Acetabulumchirurgie navigierte Verfahren - v.a. bei perkutanen Schraubenosteosynthesen – eingeführt [90, 94, 146, 157-161]. Als Indikation gelten v.a. wenig dislozierte Sakrum –oder Acetabulumfrakturen sowie SI-Gelenksprengungen. Eingesetzt werden dabei sowohl CT als auch BV-basierte Verfahren, welche jeweils ihre eigenen systembedingten Vor -und Nachteile aufweisen. Während die CT-Navigation die beste Bildqualität zeigt, ist das Matching-Verfahren aufwendig und mit potenziellen Fehlern behaftet. Ebenso ist keine intraoperative Aktualisierung des Bilddatensatzes, z.B. nach Repositionsmanövern, möglich. Die BV-Navigation wiederum ist zwar einfacher in der Handhabung, zeigt aber eine deutlich geringere Bildqualität und ist außerdem in ihrer Aussagekraft durch die fehlende dritte Ebene eingeschränkt [94, 100, 124, 151, 162, 163]. Bei beiden Verfahren konnte jedoch eine erhöhte Präzision bei gleichzeitiger Strahlenreduktion nachgewiesen werden [164].



Abbildungen 80-82: CT-gestützte Verschraubung einer vorderen Pfeiler-Fraktur, OP-Set-up, intraoperative Monitoransicht, p.o. Röntgen [94]



Abbildungen 83-84: BV-navigierte ISG Verschraubung, Monitordarstellung und p.o. Röntgenbild [94]

2.8 Begriffe der Dosimetrie

Ionisierende Strahlen lassen sich entweder als Teilchen (z.B. Elektronen, α/β-Teilchen) oder als elektromagnetische Wellen, auch Photonen oder Quanten genannt, betrachten. Je nach ihrer Energie, Ladung und Größe können sie Materie durchdringen und mit dieser in Wechselwirkung treten, wobei ein Teil ihrer Energie verloren geht und durch Anregungs- bzw. Ionisationsprozesse auf die Materie übertragen wird. Die Einwirkung ionisierender Strahlung auf den menschlichen Körper wird Strahlenexposition genannt. Die hierbei „zugeteilte Menge" ist die Dosis. Im Strahlenschutz sind verschiedene Dosisgrössen gebräuchlich.

Energiedosis:

Die Energiedosis D ist eine fundamentale physikalische Grösse. Die auf eine bestimmte Masse bezogene absorbierte Strahlenenergie wird als Energiedosis bezeichnet.
Es gilt: Energiedosis = absorbierte Energie/bestrahlte Masse. Die SI-Einheit der Energiedosis ist das Gray (Gy) mit 1 Gray = 1J / kg [165, 166].

Dosisleistung:

Die Dosisleistung H ist der Differentialquotient der Dosis nach der Zeit. Sie ist ein Maß für die Geschwindigkeit der Dosiszunahme. Es gilt: H = dH/dt. Die SI-Einheit ist Sv/h. So beträgt z.B. die mittlere natürliche Strahlenexposition pro Kopf in Deutschland ca. 2,1 mSv/Jahr. Im Vergleich dazu beträgt die durchschnittliche medizinische Strahlenexposition pro Kopf ca. 1,8 mSv/Jahr. Dabei entfallen > 90% auf die Röntgendiagnostik! Der erlaubte Grenzwert für beruflich strahlenexponierte Personen beträgt 20 mSv/Jahr [165, 166].

Organdosis:

Je nach Art der ionisierenden Strahlen kann die biologische Wirkung unterschiedlich stark ausgeprägt sein. Die Organdosis H_T ist definiert als die in einem bestimmten Organ durch eine ionisierende Strahlungsart R aufgenommene Energiedosis multipliziert mit dem sogenannten Strahlungs-Wichtungsfaktor W_R , welcher aus experimentellen Werten der biologischen Wirksamkeit ermittelt wird und ein Maß für die zu erwartende Strahlengefährdung einer Strahlungsart darstellt. Man unterscheidet hierbei z.B. locker ionisierende Strahlung (z.B. Röntgenstrahlung) von dicht ionisierender Strahlung (z.B. n-Strahlung). Es gilt: Organdosis(H_T) = Energiedosis ($D_{T,R}$) x Strahlungs-Wichtungsfaktor (W_R). (R=Radiation; T=Tissue). Die SI-Einheit ist das Sievert (Sv) mit 1Sv =1J / kg.

Effektive Dosis:

Die Effektive Dosis E ist ein Maß für die Strahleneinwirkung auf den gesamten Körper bzw. stellt ein Maß dar für das stochastische Risiko somatischer oder vererbbarer Schäden. Sie ist die Summe der gewichteten Organdosen. Dabei wird jedem Organ oder Gewebe ein spezielles relatives Risiko zugeordnet - der sogenannte Gewebe-Wichtungsfaktor W_T. Die Summe der Wichtungsfaktoren ist 1. Es gilt $E = \sum_T (W_T \times H_T)$.

Die effektive Dosis einer Becken CT-Untersuchung liegt ca. zwischen 7 und 8,7 mSv. Bei einer konventionellen Thoraxaufnahme beträgt die effektive Dosis dagegen nur 0,073 mSv und bei einer Beckenaufnahme bei 0,56 mSv [165].

Dosismessgrößen in der Röntgendiagnostik:

In der konventionellen Röntgendiagnostik wird als Dosismessgröße v.a. das sog. Dosisflächenprodukt (DFP), Einheit: Gy x cm², verwendet. Dieses unterliegt dem Abstandsgesetz für punktförmige Strahlenquellen und ist damit abstandsunabhängig. Die direkt auf die Körperoberfläche auftreffende Strahlung wird mit der Einfallsdosis D quantifiziert. Dabei gilt: Einfallsdosis = DFP/Fläche.

In der CT-Diagnostik existieren zwei Verfahren, um die Strahlenbelastung zu messen. Bei der ersten Methode berechnet man die effektive Dosis über die Messung der sog. Achsendosis frei in Luft und anschliessender Umrechnung in Organäquivalentdosen unter Verwendung von speziellen rechnerisch ermittelten Konversionsfaktoren. Unter der Achsendosis versteht man die Energiedosis in Luft auf die Rotationsachse. Sie wird mit Hilfe einer zylindrischen Messkammer entlang der Longitudinalachse gemessen und als sog. Dosislängenprodukt (DLP) mit der Einheit mGy x cm gekennzeichnet.
Die zweite Methode ist die Bestimmung des sog. CT-Dosis-Index = CTDI (mGy). Der CDTI wird anhand von anthropomorphen Phantomen ermittelt und errechnet sich aus dem Integral des Dosisprofils einer Einzelschicht senkrecht zur Schnittebene.

In der vorliegenden Arbeit wurde zum Vergleich der Strahlenbelastung der beiden Systeme CT und IsoC^{3D} jeweils das Dosislängenprodukt mittels eines NOMEX-Dosimeters bestimmt.

2.9 Bildqualität in der Röntgendiagnostik

Allgemein versteht man unter Bildqualität die Güte der Informationsübertragung von der Bildentstehung bis zur Abbildung auf der Netzhaut des Betrachters. Der Begriff der Bildqualität ist ein komplexes Merkmal und ist aufgrund möglicher subjektiver Einflüsse des Betrachters keine klar definierbare Größe. Durch geeignete messbare Eigenschaften eines Bildes bzw. Bildgebungsverfahrens versucht man, dieses Problem zu umgehen und eine möglichst objektive Aussage zur Bildqualität zu treffen.

Zu den Bildqualität beeinflussen Faktoren gehören einerseits physikalische Faktoren wie Aufnahmeparameter und technische Eigenschaften des Bildgebungs- und Übertragungssystems als auch physiologische Faktoren wie Objekt– bzw. Patienteneigenschaften oder Betrachtungsbedingungen beim Untersucher. Im Einzelnen sind hierbei u.a. zu nennen:

Rauschen:

Dieser Begriff stammt ursprünglich aus der Radiotechnik um störende Geräusche bei der Tonübertragung zu beschreiben. Im übertragenen Sinn wird er in der Bildgebung für Abbildungsstörungen im Bild verwendet, die durch Projektions- und Abbildungsgesetze nicht beschrieben werden und keine relevanten Informationen für den Betrachter bieten. Wesentliche Störquellen sind das Quantenrauschen (statistische Schwankungen der Röntgenquanten), Detektorrauschen, Elektronikrauschen oder das Digitalisierungsrauschen. Entscheidend für eine gute Bildqualität ist das Verhältnis zwischen dem Nutzsignal und möglichen Störsignalen. Aus Strahlenschutzgründen ist nicht eine Erhöhung des Nutzsignals sondern eine Reduzierung der Störsignale anzustreben [165, 166].

Kontrast:

Als Kontrast bezeichnet man den Unterschied in der Dichte bzw. Helligkeit zweier benachbarter Bildregionen, die zwei unterschiedlichen Bilddetails entsprechen. Er entsteht durch messbare Schwächungsunterschiede der Strahlung im Objekt und wird weiterhin durch Eigenschaften des Bildempfängers und die Streustrahlung beeinflusst. Ein wesentlicher Vorteil der digitalen Radiographie besteht in der Möglichkeit der freien Einstellung des Bildkontrastes wodurch sogar nachträgliche Kontrastanpassungen entsprechend der gewünschten Aufgabenstellung möglich sind. Bei der Computertomographie wird so z.B. durch „Fensterung“ der gewünschte Bildkontrast dem untersuchten Organ angepasst.

Auflösung – Schärfe:

Der Begriff Auflösung stammt aus den Anfängen der Optik. Die Bildqualität wurde daran gemessen, ob zwei nah nebeneinander liegende Punkte noch als solche abgebildet (aufgelöst) werden können.

Kontrastauflösung:

In der konventionellen Radiologie versteht man darunter den kleinsten noch erkennbaren Dichte- oder Helligkeitsunterschied (=Kontrast) welcher durch einen entsprechenden Strahlenabsorptionsunterschied im Objekt entsteht. In der digitalen Radiographie sind durch die beliebig einstellbare Kontrasteinstellung die nachweisbaren Absorptionsunterschiede sehr viel kleiner. Begrenzt wird die Detailerkennbarkeit hier allerdings vom Rauschen wenn die Intensitätsunterschiede kleiner als die Rauschamplitude werden. Man unterscheidet daher auch die Niedrigkontrastauflösung von der Hochkontrastauflösung. Bei ersterer ist der Bildkontrast (Dichteunterschied zweier Punkte) < 1% und damit nur geringfügig größer als das Rauschen, z.B. bei der Abbildung von Weichteilgewebe in der Computertomographie. Das räumliche Auflösungsvermögen bei hohem Kontrast, auch Ortsauflösung genannt, gibt an, welche kleinsten, nah beieinanderliegenden Objekte mit sehr hohem Kontrast (> 10%) noch getrennt abgebildet werden. Der Kontrast ist hier größer als das Rauschen. Die Ortsauflösung wird vom Betrachter subjektiv als Schärfe bzw. Unschärfe bezeichnet. Ein Objekt wird scharf abgebildet, wenn die Strahlenschwächung beim Übergang zwischen Objekt und Umgebung abrupt ist[165, 166].

Unschärfe:

Ein Bild lässt sich praktisch auch „umgekehrt“ durch seine Unschärfe beschreiben. Ursachen hierfür sind v.a. Bewegungsunschärfe bei der Aufnahme, Film- und Folienunschärfe (Körnergröße, Foliendicke) – auch innere Unschärfe genannt - und die geometrische Unschärfe infolge der endlichen Größe des Röhrenbrennflecks und der damit einhergehenden Halbschattenbildung bei der Projektion auf eine ebene Fläche.

Bildartefakte

Als Bildartefakte bezeichnet man abgebildete Strukturen, die keinem Korrelat im Original entsprechen. Diese können technischer Natur sein (Kalibrierungsfehler, Störsignale durch z.B. Metalle, Streustrahlen u.a.) oder durch den Patienten (Bewegungsartefakte) hervorgerufen werden. Artefakte durchziehen oft das gesamte Bild und können eine visuelle Auswertung stark behindern.

3 Problemstellung

Intraoperative Bildgebung gewinnt mit dem zunehmenden Einsatz computerassistierter Verfahren und minimalinvasiver Operationstechniken stetig an Bedeutung. Der Bildwandler stellt dabei das bisher etablierteste Verfahren intraoperativer Bildgebung dar.
Bei Eingriffen an multiplanaren Gelenkflächen wie z.B. dem anatomisch komplexen Becken und dem Acetabulum stößt die konventionelle Durchleuchtung, welche nur Summationsbilder liefert, hinsichtlich der Aussagekraft aber an ihre Grenzen – mit der konsekutiven Gefahr von iatrogenen Schäden bzw. der Notwendigkeit postoperativer CT-Kontrollen und gegebenenfalls auch Revisionsoperationen [4, 161, 167] .

Insbesondere Acetabulumfrakturen stellen eine operative Herausforderung dar, da hier eine exakte anatomische Gelenksrekonstruktion oberstes Primat ist. Bei der Versorgung sind dabei oft ausgedehnte Zugänge nötig mit entsprechend erhöhter Gefahr von Folgekomplikationen [64]. Da bei Patienten mit Becken- und Acetabulumverletzungen häufig ohnehin eine erhöhte Zugangsmorbidität besteht, sollten im Sinne des Patienten, wann immer möglich, minimalinvasive und computerassistierte Verfahren angewendet werden. Ausgehend von der guten Erfahrung in der Wirbelsäulenchirurgie werden daher Operationen am Becken und Acetabulum zunehmend mittels CT – oder BV basierter Navigation durchgeführt [94, 146, 164]. Hierbei hat sich die Navigation v.a. bei der technisch anspruchsvollen perkutanen Verschraubung von Acetabulum -und Sakrumfrakturen sowie ISG-Sprengungen etabliert. Es konnte gezeigt werden, dass damit zum einen die Strahlenbelastung reduziert wird und zum anderen die Sicherheit erhöht wird [94, 146, 164].

Unabdingbare Voraussetzung sowohl für konventionell als auch navigiert durchgeführte Operationen am Becken und Acetabulum ist eine adäquate Bildgebungsqualität. Aufgrund der bereits erwähnten Nachteile herkömmlicher Durchleuchtung stehen in der Unfallchirurgie und Orthopädie daher aktuell insbesondere dreidimensionale Darstellungen im Mittelpunkt des Interesses. In einigen Fällen wurde hier der intraoperative Einsatz des CT und MRT beschrieben, was aber aufgrund des großen Aufwandes speziellen Kliniken und Indikationen vorbehalten bleibt [6, 7, 168].

Um die Vorteile von CT und Bildwandler zu vereinen, erfolgte die Entwicklung des Siremobil-IsoC^{3D} [Fa. Siemens, Erlangen, Germany] mit welchem erstmals die Möglichkeit besteht, intraoperativ 3D-Bilddatensätze zu erstellen. In der Wirbelsäulen und Extremitätenchirurgie wurde diese Technologie bereits erfolgreich eingesetzt. Die 3D-Darstellung des IsoC^{3D} ermöglicht dabei eine verbesserte Prozess- und Ergebniskontrolle des rekonstruktiven Eingriffs, da bereits intraoperativ Konsequenzen aus der Bildgebung gezogen werden können. Aufwendige Korrekturoperationen, basierend auf postoperativer CT-Bildgebung, können damit prinzipiell vermieden werden [2, 10-13, 18, 169-171].

Es ist außerdem zu erwarten, dass durch den IsoC^{3D} eine Reduktion der Strahlenbelastung im Vergleich zum CT möglich ist. Letzteres verursacht immerhin ca. 38% der Strahlenbelastung aller medizinischen Untersuchungen [16-18].

Im Bereich der Beckenchirurgie wurde der IsoC^{3D} bisher noch nicht eingesetzt. Voraussetzung hierfür ist eine ausreichende Bildqualität in den therapierelevanten Regionen.

4 Zielsetzung

Als Vorbereitung für den klinischen Einsatz des Siremobil®-IsoC^{3D} am Becken war es Ziel dieser Studie, an Humanpräparaten die Bildqualität und Strahlendosis im Vergleich zum „golden standard“, der Computertomographie, zu evaluieren.

Aufbauend auf den Ergebnissen sollten weiterhin Indikationskriterien für den Einsatz des IsoC^{3D} am Becken definiert werden – mit besonderem Augenmerk auf die Eignung zur Primärdiagnostik sowie zur intra- und postoperativen Kontrolle bei bekannter Diagnose.

5 Material und Methode

5.1 Material

5.1.1 Präparate

Für die Untersuchung der Bildqualität und Strahlendosis des IsoC^{3D} und CT standen jeweils vier weibliche und männliche Kadaver zur Verfügung. Das mittlere Lebensalter betrug 75,3 Jahre, mit einem Minimum von 53 Jahren und einem Maximum von 93 Jahren. Spezielle Auswahlkriterien lagen nicht vor. Der BMI der Präparate lag zwischen 20,2 und 42,9.

Präparat	1	2	3	4	5	6	7	8
BMI	20,2	29,76	24,68	31,91	26,26	26,44	42,94	26,36

5.1.2 Siremobil®- IsoC^{3D}

Untersucht wurde die Bildqualität und Strahlendosis des Siremobil®- IsoC^{3D} Bildwandlers [Fa. Siemens, Erlangen, Germany]. Der IsoC^{3D} unterscheidet sich von herkömmlichen Bildwandlern v.a. in zwei Punkten. Zum einen wurde der Rotationswinkel des C-Bogens von den allgemein üblichen 115° auf 190° erweitert und zum anderen dreht dieser Bogen exakt um ein Zentrum, so dass es möglich ist, ein sich im Zentrum liegendes Objekt von jeder Seite zu durchleuchten. Das ermöglicht es, aus einer Serie von mehreren Aufnahmen durch einen modifizierten Feldkamp-Algorhythmus ein 3D-Modell zu rekonstruieren [172, 173]. Das zugrundeliegende Prinzip wird auch als "cone-beam computed tomography" (CBCT) bezeichnet.

Bei einem Scanvorgang mit dem IsoC^{3D} werden entweder 50 (schneller Modus) oder 100 (langsamer Modus) digitale Einzelaufnahmen in ca. 2 Minuten erstellt, die dann im Anschluss am Computer zu entsprechenden 3D-Rekostruktion verrechnet werden können. Die Visualisierung der Bilddaten erfolgt an einem viergeteilten Monitor, an dem sowohl die Durchleuchtungsbilder und gleichzeitig die errechneten Schnittbilder in den drei Raumrichtungen dargestellt werden. Das Rekonstruktionsvolumen von 12³cm³ bzw. einer Voxelmatrix von 256^3 Pixeln lässt sich im SSD (surface shaded display) oder MPR (multiplanares reformatieren) Modus in jeder Ebene darstellen. Dabei resultiert eine Voxelgröße von 0,46mm³, entsprechend einer maximalen Grenzauflösung von ca. 10

Linienpaaren /cm in jeder Ebene. Durch die Schnittbilddarstellung ist v.a. eine Visualisierung von gekrümmten Gelenkflächen und Frakturspalten möglich.

Abbildung 85: Siremobil®- IsoC^{3D} [126]

Im Vergleich zum CT, bei dem zunächst axiale Aufnahmen erstellt werden und erst sekundär mittels 2D- und 3D Rekonstruktionsverfahren koronare und sagittale Projektionen erstellt werden, werden beim IsoC^{3D} die errechneten Schnittbilder primär simultan in den drei Raumebenen axial, koronar und sagittal mit annähernd gleicher Auflösung dargestellt [13, 174].

5.1.3 16-Zeilen Spiral-CT

Zur vergleichenden Untersuchung von Bildqualität und Strahlendosis stand ein 16-Zeilen-Spiral-CT (Light-Speed, General Electric Medical Systems, Milwaukee, USA] zur Verfügung. Für die Studie wurden folgende Untersuchungsprotokolle verwendet:
Scantyp: helical, Rotationszeit: 1s, Intervall 2,5mm, Schichtdicke 2,5 mm, Tischvorschub: 17,5mm, KV: 140 , mA: 20-300. Die Scanlänge wurde jeweils vom Beckenkamm einschließlich des vorderen Beckenrings und des Schenkelhalses gewählt und variierte präparatabhängig.

5.1.4 NOMEX Diagnostik-Dosimeter

Zur Untersuchung der Strahlendosis (Längendosisprodukt-DLP) wurde ein "NOMEX" Diagnostik-Dosimeter (Typ77336) [Fa.PTW, Freiburg] verwendet. Bei der entsprechenden Ionisationskammer (Messvolumen: 9,73cm³) handelt es sich um eine Zylinderkammer zur Verwendung mit Diagnostik- und Universaldosimetern für die Messung von Photonenstrahlung. Sie ist geeignet für eine Strahlungsqualität von 70 bis 150 KeV.

Abbildungen 86-87: NOMEX" Diagnostik-Dosimeter und Ionisationskammer [142]

5.1.5 Instrumentarium

- kanülierte SI-Schrauben
- Druckluftbohrer (Fa. Synthes)
- Führungshülse
- kanülierter Schraubendreher
- Kunststoff -Tischplatte (röntgendurchlässig)
- Führungsdrähte aus Stahl und Kunststoff
- Röntgenschürzen, Kleinmaterial

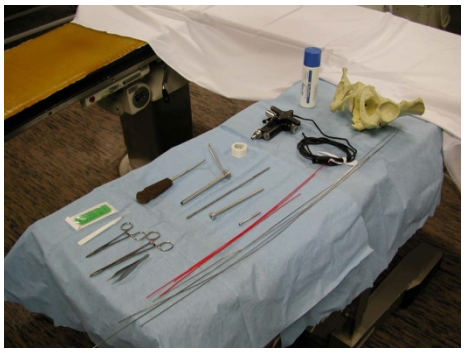


Abbildung 88: Instrumentarium zu Verschraubung [142]

5.2 Methode

5.2.1 Versuchsaufbau und Durchführung

Da ein normaler OP-Tisch durch Metallteile bei der Bildakquisition mit dem IsoC^{3D} zu Artefakten führt, war es notwendig, die Präparate auf einer röntgendurchlässigen Kunststoffplatte (Dicke ca.2 cm) zu lagern. Mittlerweile steht in unserer Klinik ein Vollkarbontisch für artefaktfreie Aufnahmen zur Verfügung, welcher bei Operationen mit dem IsoC^{3D} standardmäßig eingesetzt wird.

Für die Messung des Längendosisproduktes wurde die Ionisationskammer endorektal platziert. Das "NOMEX" Diagnostik-Dosimeter befand sich außerhalb des Untersuchungsraumes und wurde von einem Physiker der Klinik bedient. Vor jeder neuen Versuchsreihe erfolgte eine erneute Kalibrierung.

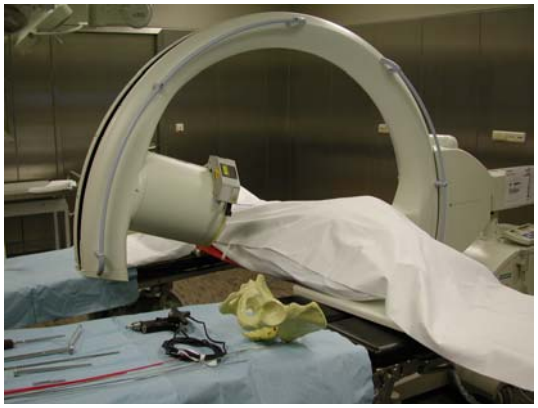
Alle acht Kadaver wurden zunächst mit dem Siremobil-IsoC^{3D} in standardisierter Einstellung im Automatikmodus (80-120 kV, 3-5,5 mAs) mit „100 Bilder/Scan“ untersucht. Die Einstellung der KV- und mA-Werte erfolgte dabei automatisch entsprechend dem untersuchten Zielvolumen. Gleichzeitig wurde mit der rektal platzierten Ionisationskammer das Längendosisprodukt gemessen.
Zur Untersuchung der Bildqualität wurden vier in der Diagnostik und Therapie von Beckenverletzungen klassische Regionen des Beckens untersucht:

1. Os sacrum mit Iliosakralgelenk (mit und ohne SI-Schraube)
2. Acetabulum
3. Hüftkopf bzw. Schenkelhals
4. vorderer Beckenring

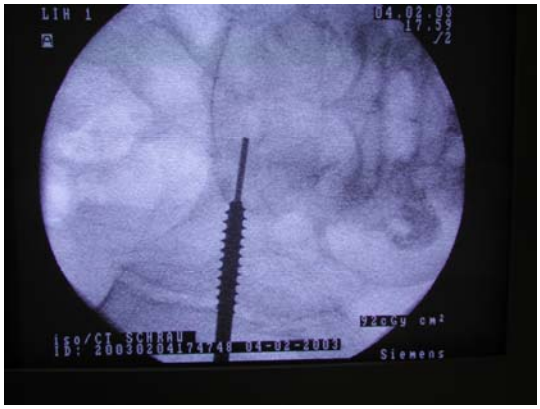
Diese Regionen sind beispielhaft für die klassischen in der Diagnostik und Therapie verwandten Bereiche. Mit dem IsoC^{3D} wurden aufgrund des eingeschränkten Bildausschnittes die entsprechenden Regionen in Einzel-Scans dargestellt. Im CT wurden diese alle in einem Scan erfasst. Zusätzlich wurde zum Nachweis von implantatabhängigen Artefakten eine SI-Schraube im Bereich des hinteren Beckenrings eingebracht und in beiden Modalitäten untersucht.
Praktisch wurden also an allen 8 Präparaten 5 Scans mit dem IsoC^{3D} (4 Regionen plus ein Scan des ISG mit Schraube) und 2 CT Scans (mit und ohne Schraube) durchgeführt.

Die perkutane ISG-Verschraubung erfolgte unter ständiger BV-Kontrolle in a.p., inlet und outlet Projektion, wobei zunächst ein Führungsdraht platziert wurde und über diesen dann die kanülierte SI-Schraube eingebracht wurde.

Die Kadaver wurden anschließend am CT mit einem Standardprotokoll für die Untersuchung am Becken jeweils vor und nach Entfernung der SI-Schraube untersucht. Dabei erfolgte wieder gleichzeitig die Messung des Längendosisprodukts (LDP) mit rektal platzierter Dosismesssonde.
Zum Vergleich der Bildqualität bei verschiedenen Röhrenstromstärken wurde die Stromstärke bei gleichbleibender KV-Zahl von 140 KV kontinuierlich von 300mA in Schritten von 50mA bis auf 100 mA und im Anschluss in Schritten von 20 mA bis auf den Grundwert von 20 mA gesenkt.



Abbildungen 89-90: Set-up, Scanvorgang mit dem IsoC^{3D} und dem Light-Speed 16 Zeilen Spiral-CT [142]



Abbildungen 90-91: 3D Rekonstruktion des ISG mit dem IsoC^{3} und perkutane ISG-Verschraubung [142]

5.2.2 Auswertung

5.2.2.1 Auswertung der Bildqualität

Die Auswertung der Bilder erfolgte durch jeweils 3 Chirurgen und 3 Radiologen des Rudolf-Virchow-Klinikums. Jede Gruppe bestand aus einem Oberarzt und zwei erfahrenen Assistenzärzten, so dass eine homogene Verteilung bezüglich der Erfahrung gegeben war. Die Auswertung erfolgte verblindet und randomisiert an verschiedenen Tagen und standardisierten Befundungsmonitoren. Aus praktischen Gründen wurden nur axiale Aufnahmen miteinander verglichen, da koronare oder sagittale Schichten mit dem CT erst hätten rekonstruiert werden müssen. Die technischen Parameter wurden für alle Bilddatensätze gleich gewählt: Schichtdicke 2,5 mm, Bildabstand 1mm. Zur Befundung der IsoC^{3D} -Datensätze wird normalerweise empfohlen, die optimalen Werte für Helligkeit und Kontrast einzustellen [5]. Um eine bessere Vergleichbarkeit zwischen den Auswertern zu gewährleisten, wurden in der Studie aber nur Rohdatensätze verwendet, d.h. es wurde keine Nachbearbeitung vorgenommen. Für die CT-Bilder wurde für den direkten Vergleich zum IsoC^{3D} zunächst das Standardprotokoll mit 250mA und 140 kV gewählt. Außerdem wurde

bewertet, bei welcher Stromstärke subjektiv eine äquivalente Bildqualität zum $IsoC^{3D}$ bestehen würde. Bei 8 Untersuchungsobjekten und 2 Bildgebungsverfahren standen somit jedem der 6 Prüfer 16 Bilddatensätze im „Cine-Modus“ zur unabhängigen Auswertung zur Verfügung. Jeder Bilddatensatz bestand aus den vier untersuchten Regionen Iliosakralgelenk, Acetabulum, Schenkelhals und vorderer Beckenring sowie zusätzlich den Bildern für das Iliosakralgelenk mit implantierter SI-Schraube.

Bewertet wurde die Bildqualität anhand der Darstellung folgendender anatomischer Strukturen: Neuroforamina, Nervenwurzeln, Sakroiliacal-Fugen, Intervertebralräume, Osteophyten, M.iliopsoas, Facies acetabuli, Hüftkopf, Fovea centralis, Hüftmuskulatur, Hüftgelenkspalt und Os pubis. Bei der Betrachtung der Bilder wurde unter Einschluss folgender Kriterien ein einheitlicher Bewertungsschlüssel verwendet:

- subjektive Bildqualität
- Darstellungsqualität knöcherner Strukturen
- Darstellungsqualität von Weichteilen
- Artefakteinschluss

Der Score umfasste 5 Gruppen und war so angelegt, dass eine Einstufung in die Gruppen (Noten) 1-4 einen klinischen Einsatz gestattet und je nach Gruppe die verschiedenen Indikationen auf Basis der Unterschiede in der Bildqualität definiert werden können. Eine Einstufung in Gruppe 5 bedeutet, dass ein klinischer Einsatz wegen unzureichender Darstellung nicht möglich ist.

Note	Knochen	Muskeln	Weichteile
1	Spongiosa gut abgrenzbar	Muskelfeinfaserung gut abgrenzbar	Binnenfeinstruktur gut abgrenzbar
2	Kortikalis scharf abgrenzbar	Muskelgrobstruktur abgrenzbar	Binnengrobstruktur abgrenzbar
3	Kortikalis unscharf aber durchgehend	Muskelkontur komplett abgrenzbar	Kontur komplett abgrenzbar
4	Kortikalis inkomplett abgrenzbar	Muskelkontur partiell abgrenzbar	Kontur unscharf abgrenzbar
5	nur Strukturen > 1cm abgrenzbar	Muskelkontur nicht abgrenzbar	Kontur nicht abgrenzbar

Tabelle 1: Score zur Beurteilung der Bildqualität

Da nicht alle der 12 möglichen oben genannten anatomischen Strukturen in den vier Beckenregionen vorhanden sind, wurden insgesamt 34 mögliche Beurteilungen ausgewählt.

Übersicht: anatomische Struktur je Scanbereich						
			Untersuchungs-region			
anat./pathol. Struktur	Art der Struktur	1		2	3	4
		ISG	ISG+Schraube	ACE	SH	VBR
Foramen	knöchern	x	X			
Nervenwurzel	Weichteil	x	X			
SI-Fuge	K	x	X			
Intervertebralraum	W	x	X			
Osteophyten	K	x	X	X	x	X
M. Iliopsoas	W	x	X	X	x	X
Facies acetabuli	K			X	x	X
Fossa	K			X	x	X
Hüftkopf	k			X	x	X
Geröllzysten	k			X	x	X
Gelenkspalt	k			X	x	X
Os pubis	k					X

Tabelle 2: Übersicht - anatomische Struktur je Scanbereich

Von jedem Prüfer wurde für jede Struktur in jeder Region das subjektiv beste Bild aus dem Bilddatensatz bewertet. Bei 8 Präparaten, 2 Bildgebungsmodalitäten, 6 Prüfern und 34 möglichen Parametern ergeben sich damit insgesamt 8*2*6*34 = 3264 Einzelbewertungen.

5.2.2.2. Auswertung der Strahlenexposition

Zur Untersuchung der Strahlenexposition wurde das Dosislängenprodukt (DLP) gemessen. Dieses misst die kumulative Dosis (totale Energie), der ein Patient ausgesetzt wird, in mGy*cm. Bei der Messung des DLP ergab sich die Schwierigkeit, dass mit dem IsoC^{3D} die anatomischen Regionen in einzelnen Scans untersucht wurden, während mit dem CT der gesamte Beckenbereich vom Beckenkamm bis zum Os ischium in einer einzigen Untersuchung erfolgte. Um relative Vergleichbarkeit herzustellen, wurden die gemessenen DLPs der fünf IsoC^{3D} Scans summiert und mit dem DLP des CT verglichen.

Statistische Datenanalyse

Die statistische Datenanalyse mittels nichtparametrischer Varianzanalyse nach Brunner erfolgte unter Verwendung der Statistikprogramme SAS® und SPSS® 11.0 und mit freundlicher Unterstützung des Instituts für Biometrie der Charité. Das Signifikanzniveau für statistische Bewertungen wurde auf $\alpha = 0.05$ festgesetzt.

6 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Bildqualität separat für jedes Bildgebungsverfahren sowie im Vergleich dargestellt. Dabei wurden zum einen einzelne anatomische Parameter verglichen, wobei v.a. die unterschiedlichen Ergebnisse für Knochen- und Weichteilparameter von Interesse waren. Zum anderen wird die Abhängigkeit der Bildqualität von Parametern wie Implantaten, Prüfern und BMI gezeigt sowie die Gesamtbewertung der Bildqualität dargestellt. Die Ergebnisse der Strahlenexposition für IsoC^{3D} und CT finden sich im Kapitel 6.2..

6.1 Untersuchung der Bildqualität von IsoC^{3D} und CT

6.1.1 Untersuchungsergbnisse - Bildqualität IsoC^{3D}

6.1.1.1 Bildqualität einzelner anatomischer Parameter

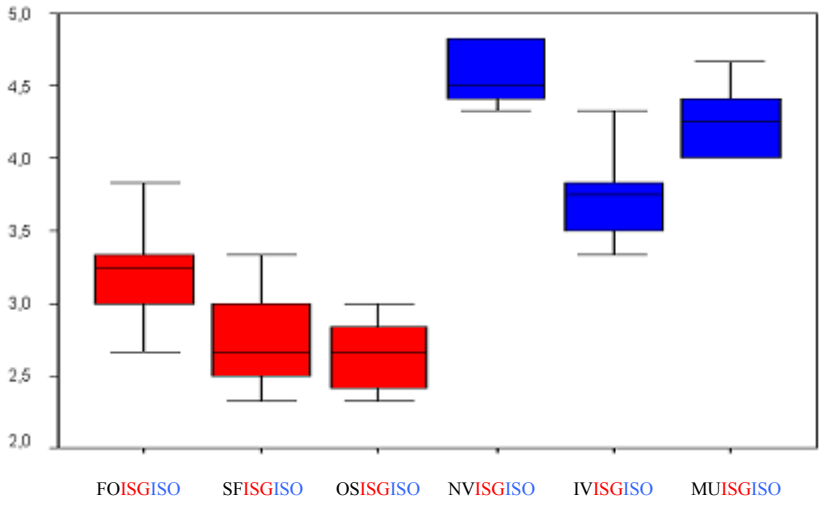


Abbildung 92:

Scores für anatomische Strukturen der Untersuchungsregion 1 = Iliosakralgelenk (ISG)

rot: knöcherne Strukturen
blau: Weichteilstrukturen

Legende: Bedeutung des Buchstabencodes (z.B. FOISGISO) :

- erste zwei Buchstaben = anatomische Struktur
  - Knochen: FO=Foramen, SF=Sakralfuge (ISG), OS=Osteophyten, FS=Fossa, HK=Hüftkopf, GZ=Geröllzysten, GL=Gelenkspalt, OP=Os pubis
  - Weichteile: NV=Nervenwurzel, IV=Intervertebralraum, MU=Muskulatur
- mittlere zwei Buchstaben = untersuchte anatomische Region
  - ISG=Iliosakralgelenk, IGS= Iliosakralgelenk mit Schraube; ACE=Acetabulum, SH=Schenkelhals, VBR=vorderer Beckenring
- letzte zwei Buchstaben = Untersuchungsgerät, ISO=IsoC^{3D} , CT=Computertomograph

Die Mittelwerte für die Noten der knöchernen Strukturen liegen für die Region ISG zwischen 2,7 (SI-Fuge und Osteophyten) und 3,3 (Foramina) , die der Weichteilstrukturen zwischen 3,8 (Intervertebralraum) und 4,5 (Nervenwurzel) - (s.Abb.92).

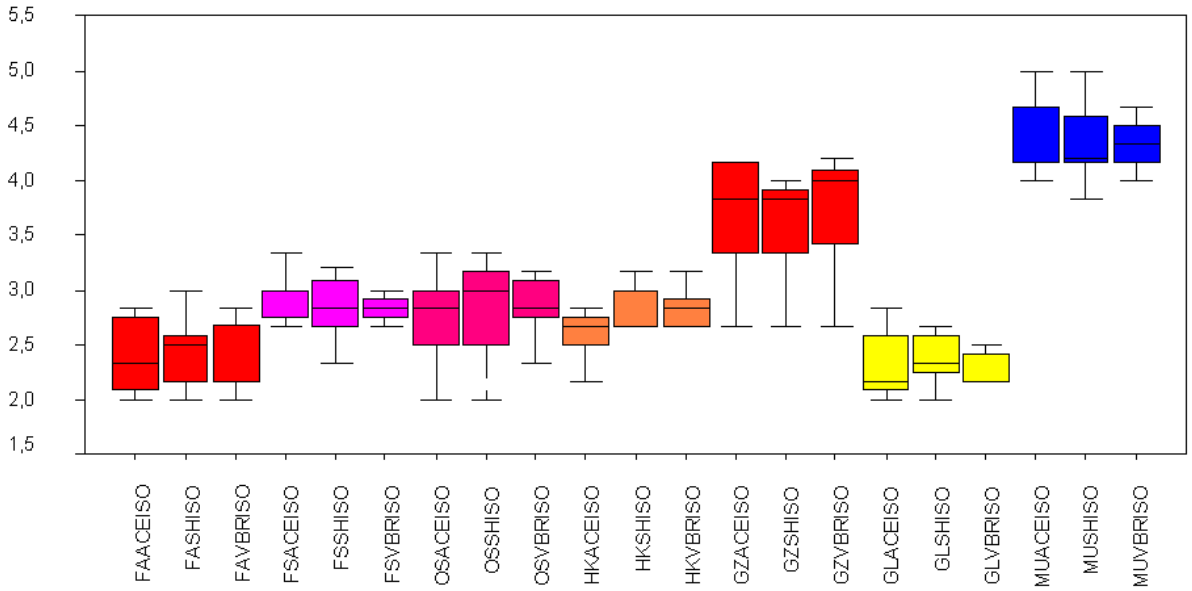


Abbildung 93: Scores für anatomische Strukturen der Untersuchungsregionen Acetabulum, Schenkelhals und vorderer Beckenring (Region 2-4), rot und gelb:knöcherne Strukturen, blau: Weichteile

Im vorderen Beckenring (Untersuchungsregionen 2-4) liegen die Mittelwerte für knöcherne Strukturen zwischen 2,2 (Facies/Gelenkspalt) und 4,0 (Geröllzysten). Für die Muskulatur, als einzigem Weichteilparameter, ergeben sich Mittelwerte zwischen 4,2-4,3 Punkten. Entsprechend dem Score bedeutet dies für knöcherne Strukturen im besten Fall eine scharfe Abgrenzung der Kortikalis (Facies/Gelenkspalt), im schlechtesten Fall nur eine inkomplette Abgrenzung (Geröllzysten). Eine Darstellung der Spongiosa ist nicht möglich. Der Parameter Geröllzysten, welcher wie die Spongiosa eine Feinstruktur darstellt, schnitt mit 4,0 Punkten am schlechtesten ab. Reduziert man die Bewertung um diesen Parameter, so lagen die Werte zwischen 2,2 und 3,3. Das bedeutet, dass die Kortikalis im Allgemeinen scharf bis teilweise unscharf, aber durchgehend abgebildet wird. Weichteilstrukturen werden nur partiell bzw. unscharf bis nicht abgrenzbar dargestellt, womit hier keine reproduzierbar sichere Diagnostik mehr möglich ist.

Wie Tabelle 2 (S. 60) und Abbildung 93 zeigen, kommen einige anatomische Strukturen in den vier Regionen „redundant“ zur Abbildung. Die nichtparametrische Varianzanalyse mittels SAS® ergab dabei keinen statistisch signifikanten Unterschied in der Abbildungsqualität der einzelnen Parameter in den vier Regionen ($p<0,05$).

6.1.1.2 Bildqualität des IsoC^{3D} bei implantierter SI-Schraube

Die Abbildungen 94 und 95 zeigen die Bewertung der Bildqualität für die anatomischen Strukturen der Region Iliosakralgelenk vor und nach Implantation einer SI-Schraube. Die statistische Untersuchung mittels Varianzanalyse ergibt für alle Parameter einen signifikanten Unterschied ($p<0,05$) für die Bildqualität mit und ohne Schraube.

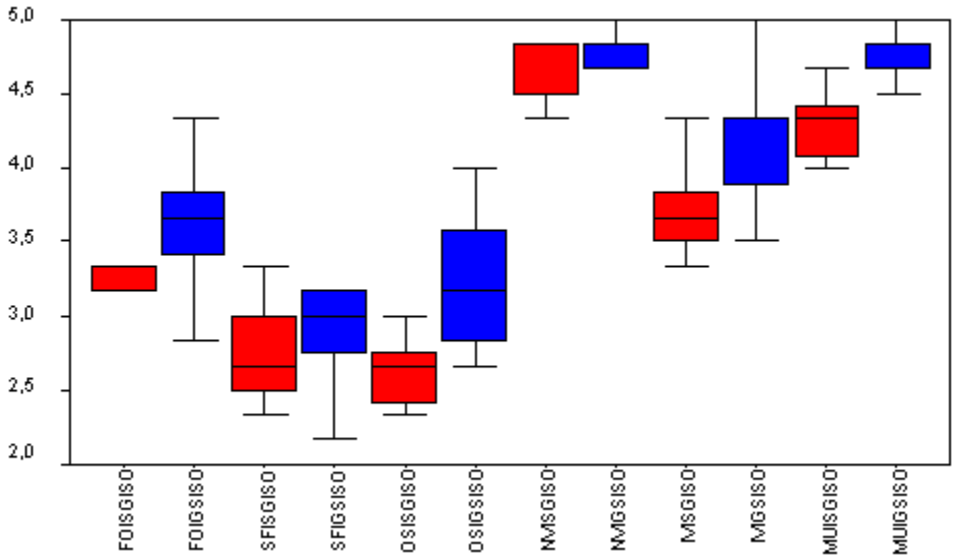


Abbildung 94: Scores für anatomische Strukturen der Region ISG mit und ohne SI-Schraube
Blau: = mit Schraube / Bezeichnung IGS, rot: = ohne Schraube / Bezeichnung ISG

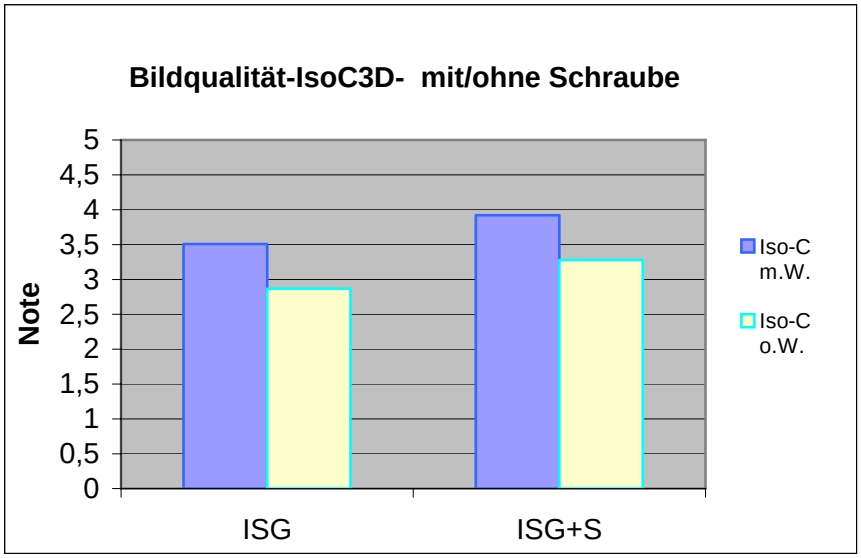


Abbildung 95: Gesamtbewertung der Region ISG mit und ohne SI-Schraube (Mittelwerte). Es zeigt sich eine signifikante Reduktion der Bildqualität bei implantierter Schraube.
m.W.: Bewertung mit Weichteilen ; o.W.: Bewertung ohne Weichteile ; ISG+S: mit Schraube

6.1.1.3 Gesamtbewertung – Bildqualität IsoC^{3D}

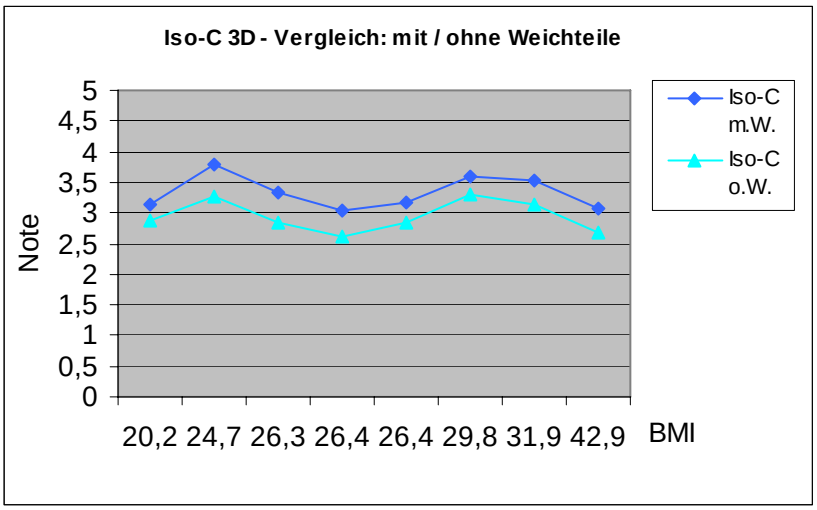


Abbildung 96:

Gesamt-Score: Mittelwerte für alle Prüfer, anatomischen Strukturen und Befundungs-werte mit SI-Schraube

N=8 (Kadaver) nach aufsteigendem BMI

m.W.: Bewertung mit Weichteilen
o.W.: Bewertung ohne Weichteile

Abb. 96 zeigt die Gesamtbeurteilung der Bildqualität des IsoC^{3D} gemittelt über alle Prüfer, anatomische Strukturen und unter Einbezug der Scores nach Einbringung der SI-Schraube. Es zeigt sich ein durchschnittlicher Notensprung von 0,4 Punkten für die Bewertung mit und ohne Weichteilstrukturen. Die Noten liegen zwischen 3,0 und 3,8 (Durchschnitt 3,3) in der Bewertung inklusive Weichteilen - und zwischen 2,6 und 3,3 (Durchschnitt 2,9) in der Bewertung ohne Weichteile. Entsprechend des verwendeten Scores zeigt sich also für die Kortikalis im Allgemeinen eine durchgehende Darstellung, auch wenn diese teilweise unscharf ist. Betrachtet man nur die Noten der Weichteile (zwischen 3,8 und 4,5 - nicht in Abb. 96 dargestellt), so zeigt sich, dass Weichteile nur partiell und unscharf bis nicht abgrenzbar dargestellt werden, womit hier keine sichere Diagnostik möglich ist (s. Abschnitt 6.1.1.1). Abb. 97 zeigt den Artefaktbedingten Notensprung bei implantierter SI-Schraube.

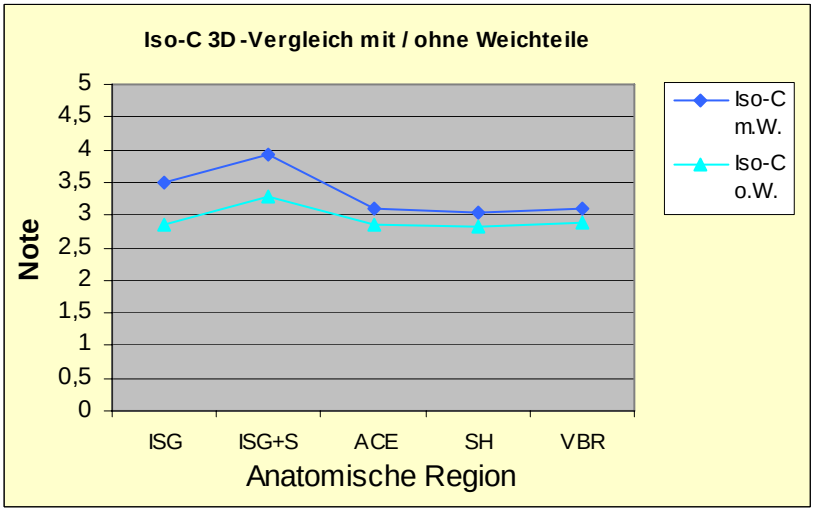


Abbildung 97:

Gesamt-Score: Mittelwerte, aller Prüfer, anatomischen Strukturen und Befundungs-werte mit SI-Schraube

n=8 (Kadaver), geordnet nach anatomischer Region

m.W.: Bewertung mit Weichteilen
o.W.: Bewertung ohne Weichteile

6.1.2 Untersuchung der Bildqualität des CT

6.1.2.1 Bildqualität einzelner anatomischer Parameter

Die Auswertung erfolgte nach demselben Schema wie für den IsoC^{3D} beschrieben.

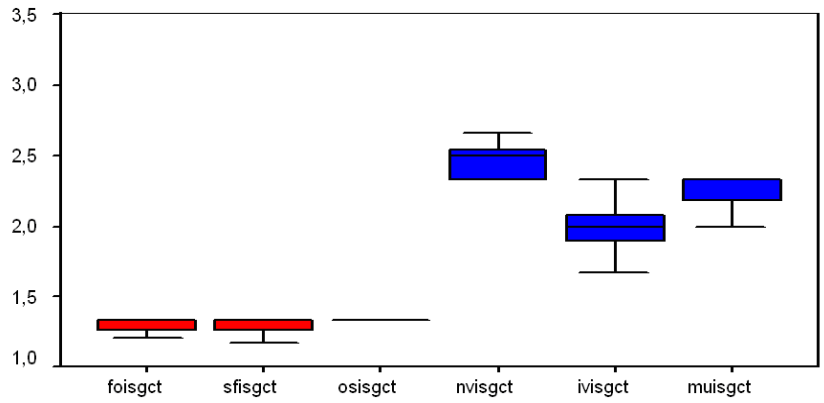


Abbildung 98:

Scores für anatomische Strukturen der Untersuchungsregion 1 = Iliosakralgelenk (ISG)

rot: knöcherne Strukturen
blau: Weichteilstrukturen

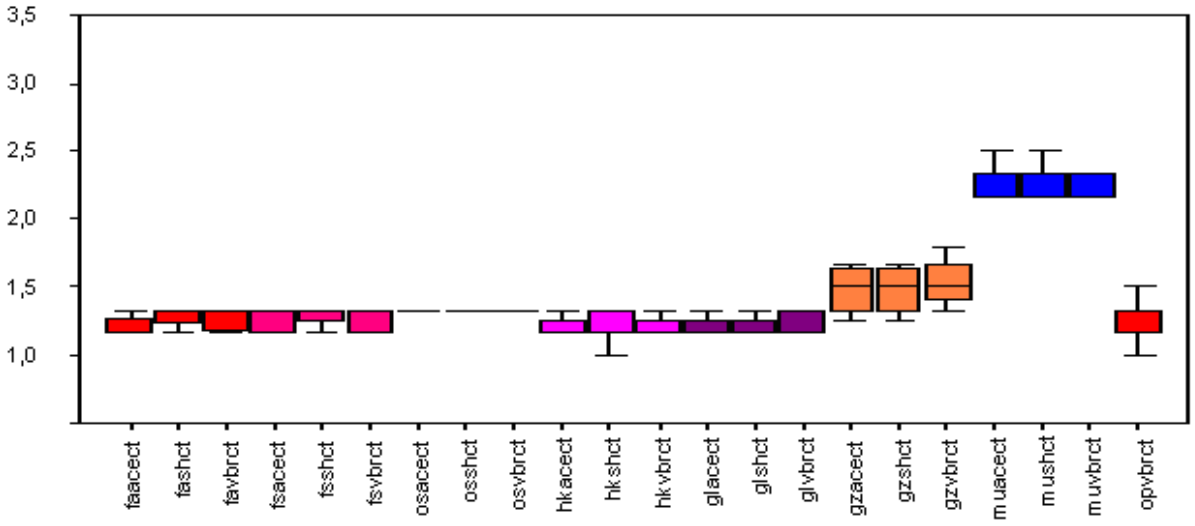


Abbildung 99: Scores für anatomische Strukturen der Untersuchungsregionen Acetabulum, Schenkelhals und vorderer Beckenring = Region 2-4, blau: Weichteilstrukturen; restliche Farben: knöcherne Strukturen

In der Region ISG liegen die Mittelwerte der knöchernen Strukturen alle bei 1,3 - die der Weichteilstrukturen zwischen 2,0 und 2,5. Es zeigt sich, daß knöcherne Parameter in den Regionen Acetabulum, Schenkelhals und vorderer Beckenring mit Noten zwischen 1,2 und 1,5 bewertet werden. Die Muskulatur als Weichteilstruktur wird in allen Regionen gleich mit 2,3 Notenpunkten bewertet.

Entsprechend des Scores lässt sich an Knochenstrukturen sowohl die Kortikalis als auch die Spongiosa scharf abgrenzen, was eine detailgetreue Diagnostik erlaubt. Weichteilstrukturen können nach den Score-Kriterien insgesamt grob abgegrenzt werden. Auch beim CT lässt sich ein signifikanter Notenunterschied zwischen Knochen -und Weichteilstrukturen erkennen.

6.1.2.2 Bildqualität des CT–bei implantierter SI-Schraube

Die Abbildungen 100 und 101 zeigen die Bewertung der Bildqualität für die anatomischen Strukturen der Region Iliosakralgelenk vor und nach Implantation einer SI-Schraube. Die statistische Untersuchung mittels Varianzanalyse ergibt für alle Parameter einen signifikanten Unterschied ($p<0,05$) für die Bildqualität mit und ohne Schraube.

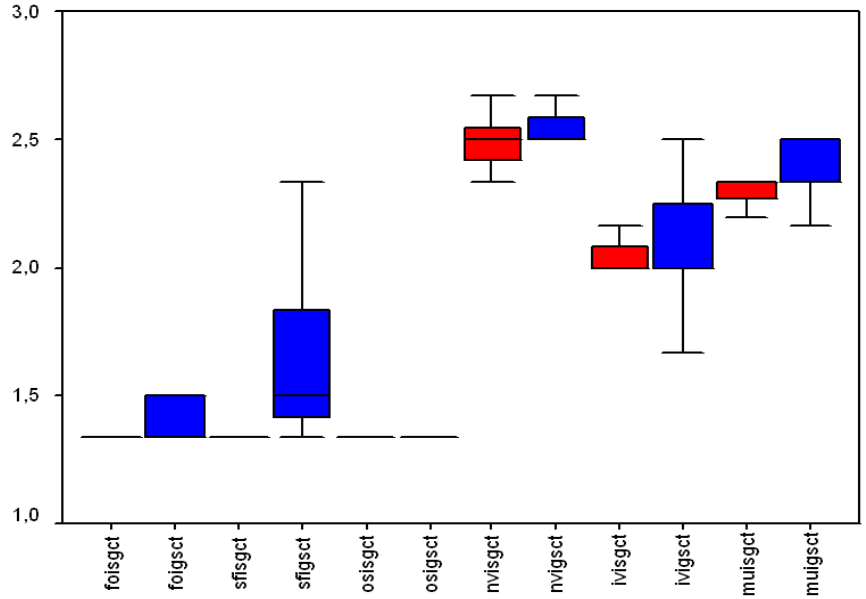


Abbildung 100: Scores für anatomische Strukturen der Region ISG mit und ohne SI-Schraube
Blau: = mit Schraube / Bezeichnung IGS, rot: = ohne Schraube / Bezeichnung ISG

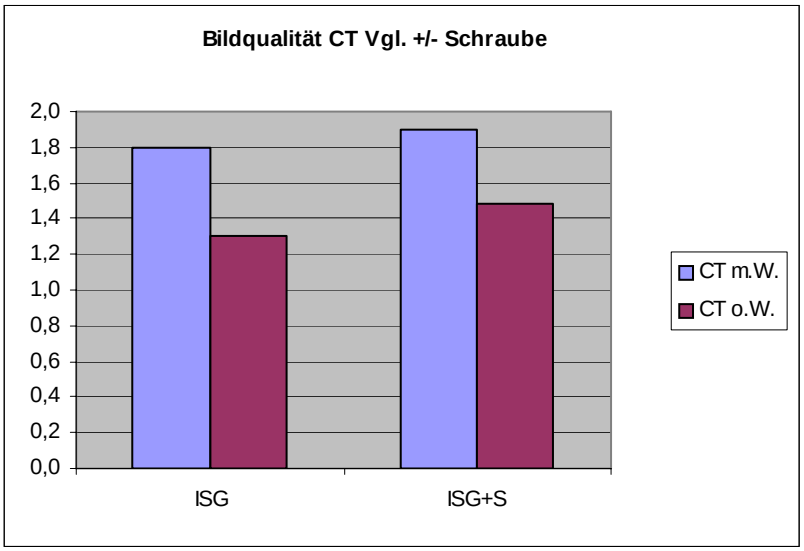


Abbildung 101: Gesamtbewertung der Region ISG mit und ohne SI-Schraube (Mittelwerte).
Es zeigt sich eine signifikante Reduktion der Bildqualität bei implantierter Schraube.
m.W.: Bewertung mit Weichteilen; o.W.: Bewertung ohne Weichteile; ISG+S: mit Schraube

6.1.2.3 Bildqualität des CT in Abhängigkeit der Röhrenstromstärke

Die Reduktion der Röhrenstromstärke zeigte bei der CT-Untersuchung bis 80 mA kaum eine Beeinflussung der Bildqualität. Erst bei weiterer Reduktion kam es zur Verschlechterung der Bildqualität mit Annäherung an die Bewertung des IsoC^{3D}.

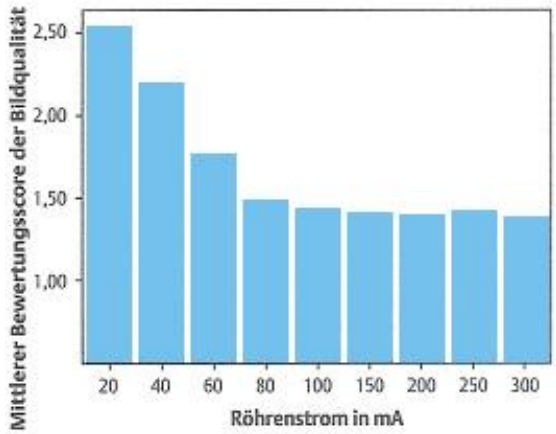


Abbildung 102:

Änderung der CT-Bildqualität bei Variation der Röhrenstromstärke von 20 mA bis 300mA

Gesamtmittelwert inkl. Weichteile

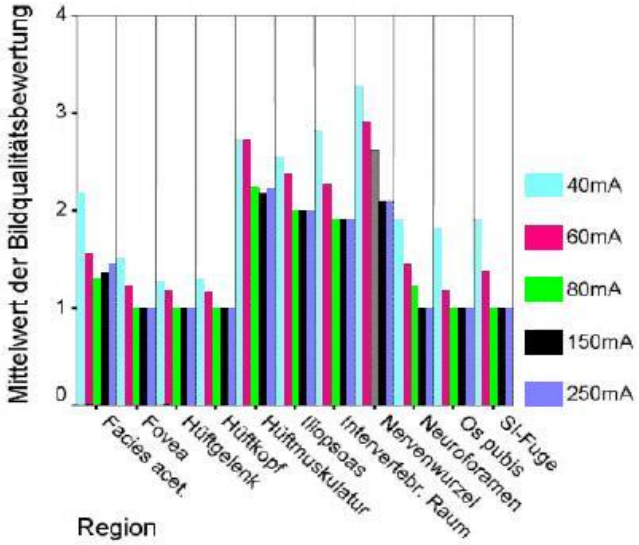


Abbildung 103:

Scores für die Bildqualität der einzelnen anatomischen Parameter bei Variation der Röhrenstromstärke

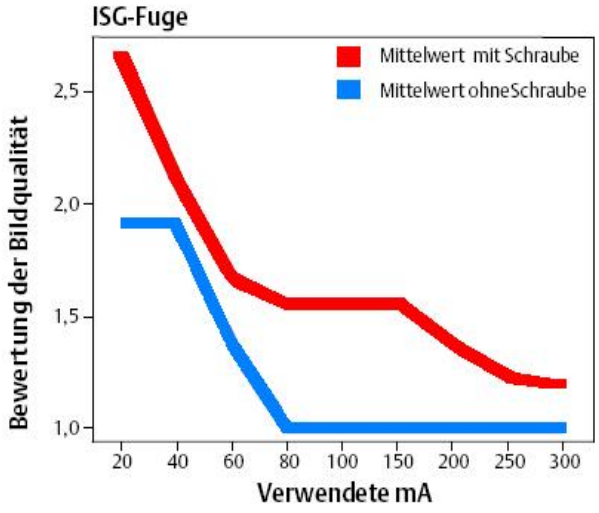


Abbildung 104:

Darstellung der Bildqualität in der Region ISG mit und ohne SI-Schraube bei Variation der Röhrenstromstärke.

Mit Schraube sinkt die Bildqualität bei Reduktion des Röhrenstroms schneller als ohne Schraube.

Abbildungen: 102-104 [175]

6.1.2.4 Gesamtbewertung - Bildqualität CT

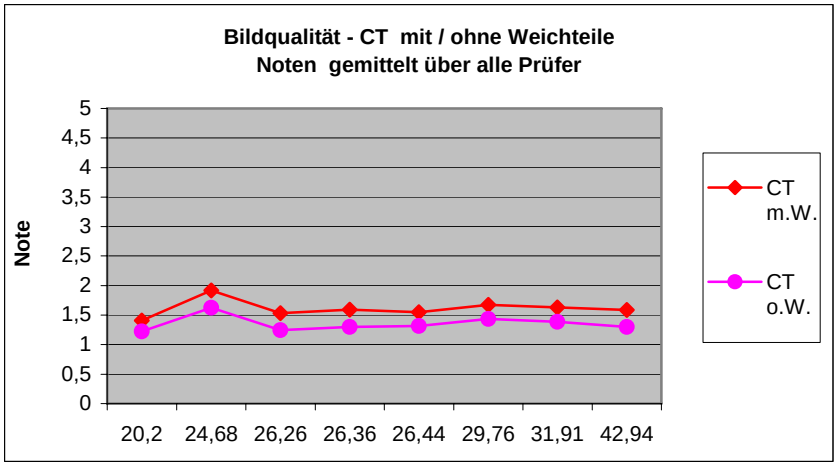


Abbildung 105:
Gesamt-Score: Mittelwerte aller Prüfer, anatomischen Strukturen und Befundungswerte mit SI-Schraube

N=8, nach aufsteigendem BMI

m.W.: Bewertung mit Weichteilen
o.W.: Bewertung ohne Weichteile

Die Abb. 105 zeigt die Gesamtbeurteilung der Bildqualität des CT im Beckenstandardprotokoll gemittelt über alle Prüfer, anatomischen Strukturen und unter Einbezug der Scores nach Einbringen der SI-Schraube. Die Noten liegen zwischen 1,4 und 1,9 (Durchschnitt 1,6) in der Bewertung inklusive Weichteilen - und zwischen 1,2 und 1,6 (Durchschnitt 1,4) in der Bewertung ohne Weichteile. Dies verdeutlicht, dass ossär überwiegend eine scharfe Abgrenzung der Kortikalis und teilweiser Darstellung der Spongiosa möglich ist. Betrachtet man nur die Noten der Weichteile (zwischen 2,0 und 2,5 - nicht in Abb. 105 dargestellt), so ergibt sich, dass Weichteile grob bis komplett abgegrenzt werden (siehe Abschnitt 6.1.2.1).

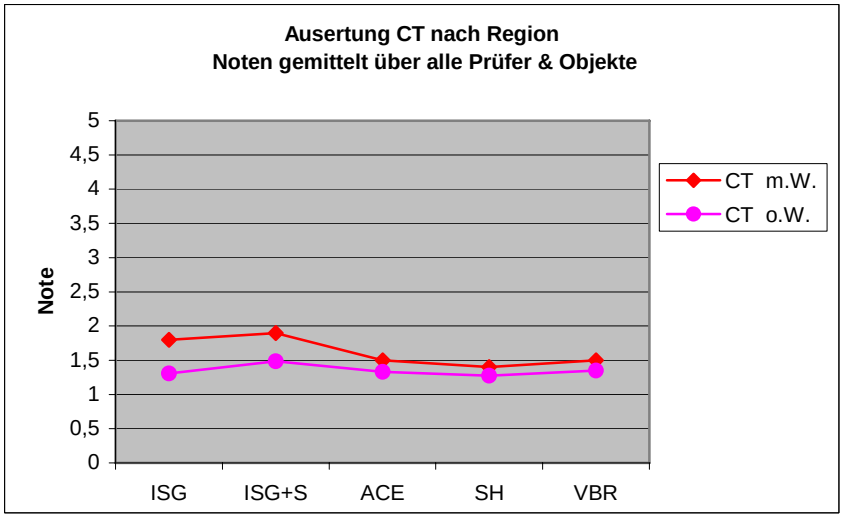


Abbildung 106:

Gesamt-Score: Mittelwerte aller Prüfer, anatomischen Strukturen und Befundungswerte mit SI-Schraube

N=8 (Präparate) nach anatomischer Region

m.W.: Bewertung mit Weichteilen
o.W.: Bewertung ohne Weichteile

Auch beim CT lässt sich ein signifikanter Notenunterschied in der Bewertung mit und ohne Weichteilstrukturen von durchschnittlich 0,26 Punkten erkennen. Die Abb. 106 zeigt diesen Sachverhalt in Abhängigkeit der untersuchten Region.

6.1.3 Vergleich Bildqualität von IsoC^{3D} und CT

Die Abbildungen 107 und 108 zeigen im Vergleich die Scores der einzelnen anatomischen Parameter für den IsoC^{3D} und das CT. Der Unterschied ist für alle untersuchten Regionen bzw. deren anatomischen Parameter signifikant (Varianzanalyse, $p<0,05$). Der Niveauunterschied in der Abbildungsqualität der beiden Modalitäten liegt für die einzelnen Parameter wischen 1 und 2,4 Score-Gruppen, im Mittel bei 1,66 Score-Gruppen.

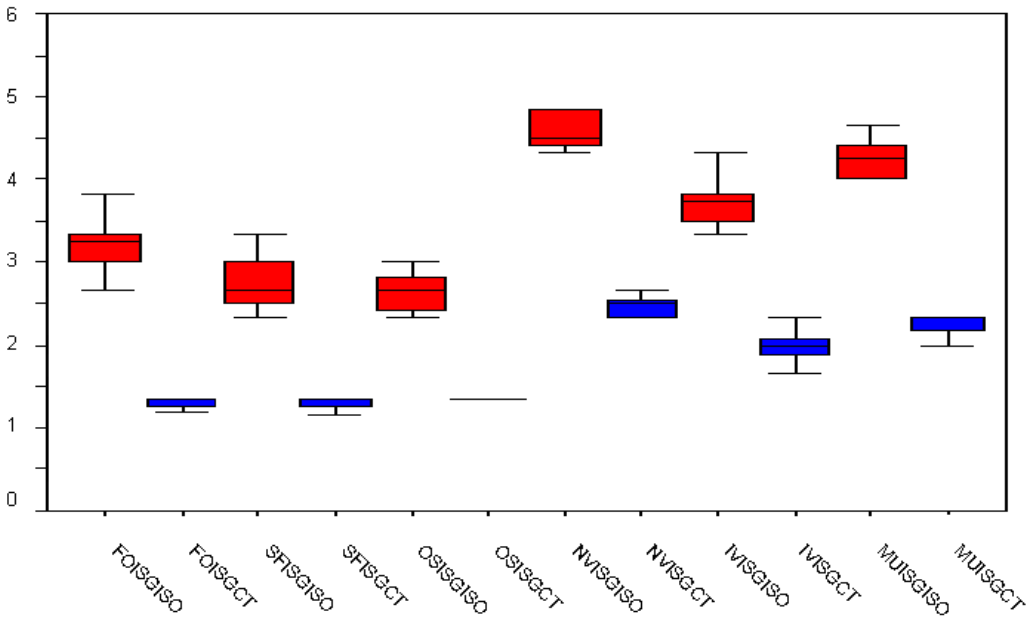


Abbildung 107: Vergleich der Scores für die Parameter der Untersuchungsregion 1 (ISG), IsoC^{3D} (rot) <> CT (blau)

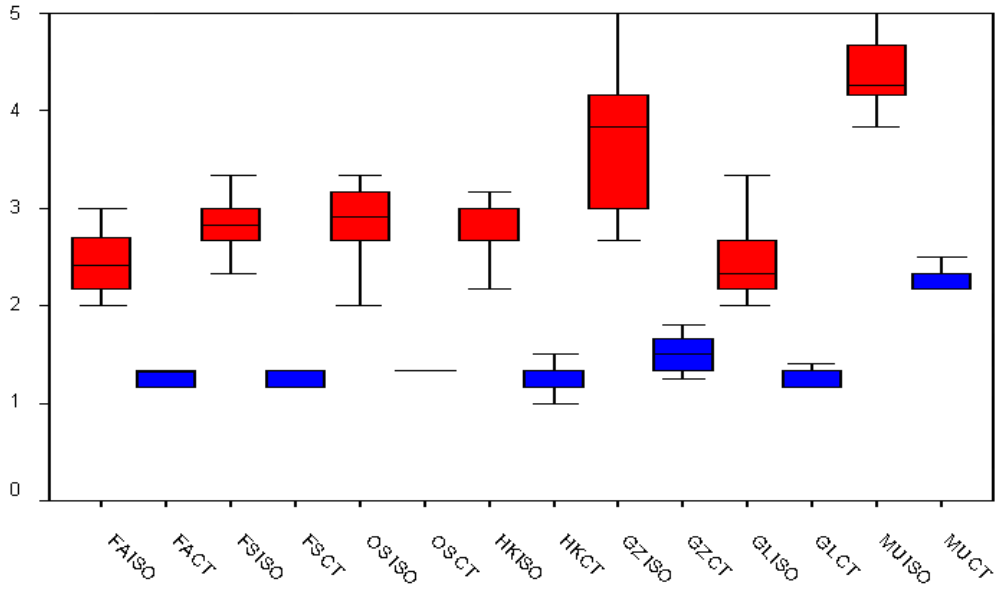


Abbildung 108: Vergleich der Scores für die Parameter der Untersuchungsregionen 2-4 (Acetabulum, Schenkelhals, vorderer Beckenring); IsoC^{3D} (rot) <> CT (blau)

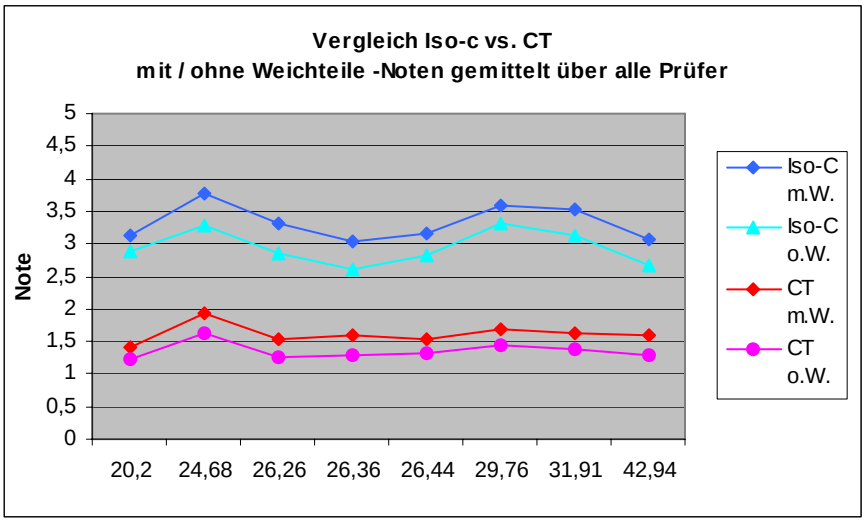


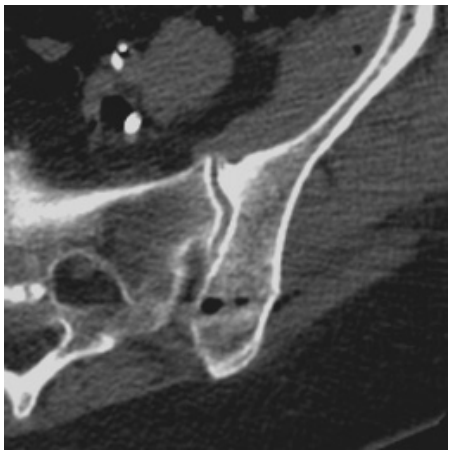
Abbildung 109: Vergleichende Gesamtbewertung der Bildqualität zwischen IsoC^{3D} und CT unter Einbezug aller anatomischen Parameter, Prüfer und Werte für die Bildqualität mit SI-Schraube, (n=8) m.W.: Bewertung mit Weichteilen, o.W.: Bewertung ohne Weichteile

Auffällig ist der annähernd gleiche Kurvenverlauf für den IsoC^{3D} und das CT. Das bedeutet, dass zwischen den beiden Bildgebungsverfahren keine Wechselwirkungen auftreten. Mit anderen Worten – bei insgesamt deutlichem Niveauunterschied zeigen sich die gleichen Tendenzen bei der Bewertung.

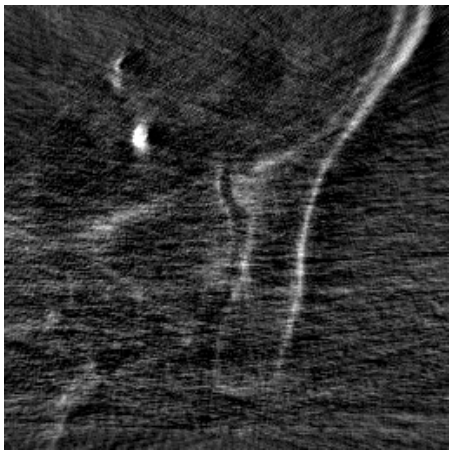
Eine direkte Abhängigkeit der Bildqualität vom BMI wurde weder beim IsoC^{3D} noch in der CT-Untersuchung gefunden. Auch bei einem BMI von 42,9 wurde beim IsoC^{3D} die Darstellungsqualität im Schnitt noch mit 2,7 (nur knöcherne Strukturen) bzw. mit 3,1 (inkl. Weichteile) bewertet und unterschied sich dabei nicht von dem Präparat mit einem BMI von 20,2.

Das Präparat mit dem BMI 24,68 hatte zwei implantierte Hüftprothesen, wodurch es zu vermehrter Artefaktbildung mit entsprechendem Abfall der Bildqualität kam.

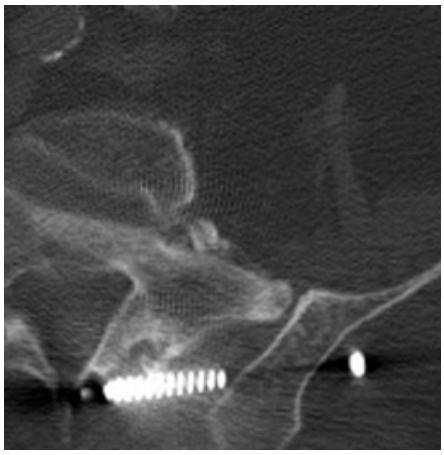
Abbildungen 110 a-j: Vergleich der Schnittbilder von IsoC^{3D} und CT in den vier untersuchten Regionen sowie der Region ISG mit eingebrachter Schraube.



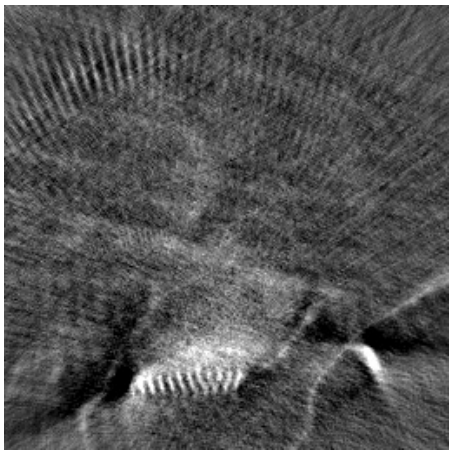
a) Iliosakralgelenk, CT



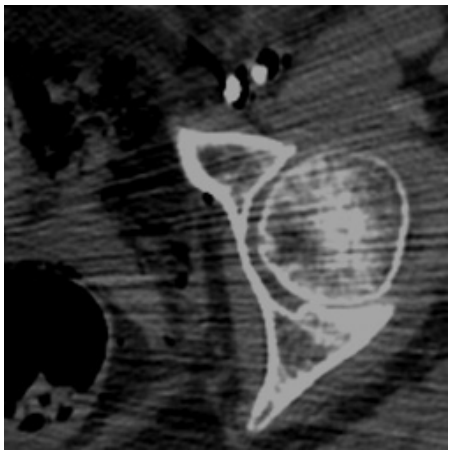
b) Iliosakralgelenk, IsoC^{3D}



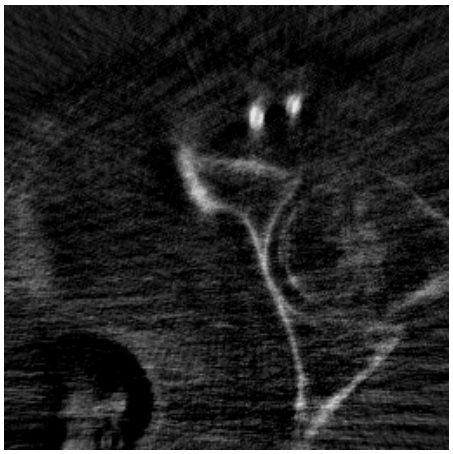
c) Iliosakralgelenk + Schraube, CT



d) Iliosakralgelenk + Schraube, IsoC^{3D}

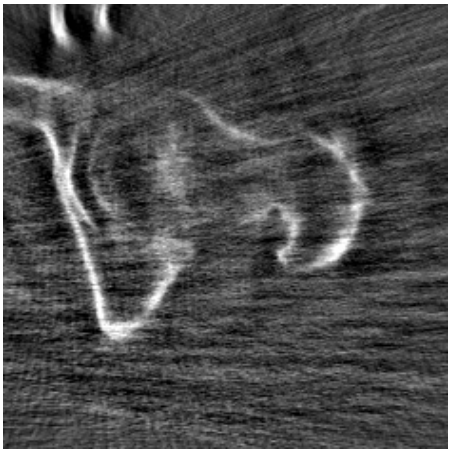


e) Acetabulum, CT

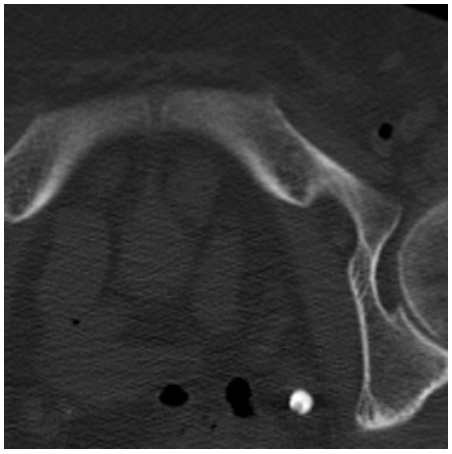


f) Acetabulum IsoC^{3D}

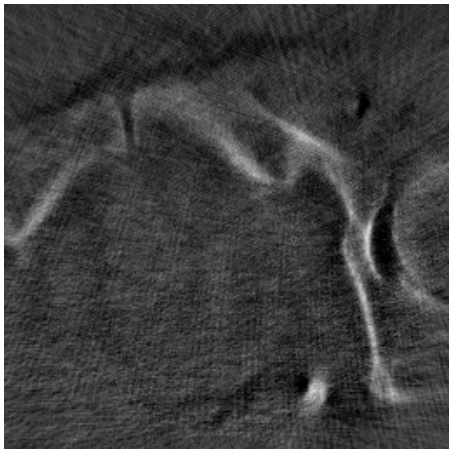
g) Schenkelhals, CT



h) Schenkelhals IsoC^{3D}



i) vorderer Beckenring, CT



j) vorderer Beckenring, IsoC^{3D}

6.1.4 Auswertung Prüfervergleich - (Radiologen vs. Chirurgen)

Hierbei sollte untersucht werden, ob zwischen den zwei Untersuchergruppen, Radiologen und Chirurgen, Unterschiede in der Bewertung der beiden Bildgebungsmodalitäten bestehen. Jedes Bildgebungsverfahren erfordert vom Benutzer spezielle Kenntnisse und Erfahrung. Während CT-Bilder ein vertrautes Medium im klinischen Alltag darstellen, ist davon auszugehen, dass die Beurteilung von IsoC^{3D} - Bildern einiger Praxis und Gewöhnung bedarf. Aufgrund der geringen Fallzahl wurde keine Untersuchung hinsichtlich einer Lernkurve bei der Beurteilung von IsoC^{3D} - Bildern vorgenommen. Wir gehen aber davon aus, dass eine solche Lernkurve existiert. Die nichtparametrische Varianzanalyse zeigte starke Wechselwirkungen zwischen Prüfern und Bildgebungsverfahren. Das bedeutet, dass Radiologen und Chirurgen die beiden Modalitäten relativ zueinander unterschiedlich bewerten. Beide Prüfergruppen beurteilen zwar die Bildqualität des IsoC^{3D} gegenüber dem CT als schlechter, jedoch schneidet die Bewertung des IsoC^{3D} bei den Radiologen schlechter ab als bei den Chirurgen und umgekehrt.

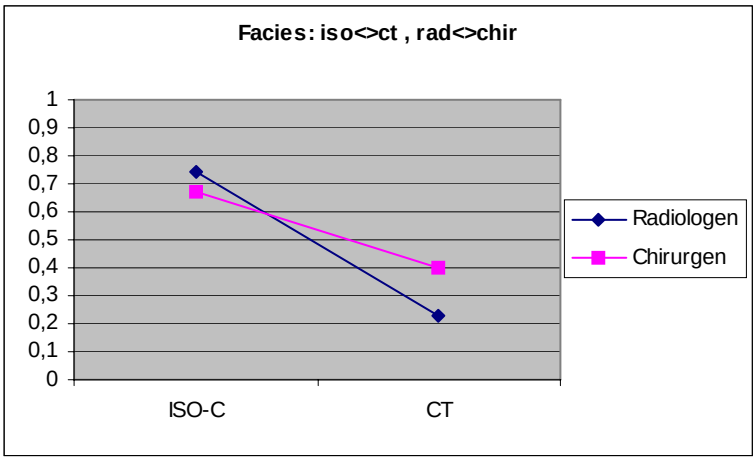


Abbildung 111:

Vergleich der zwei Untersuchergruppen bei der Bewertung der Bildqualität am Beispiel der anatomischen Struktur Facies

Es zeigt sich eine Wechsel-wirkung zwischen Gerät und Untersuchergruppe

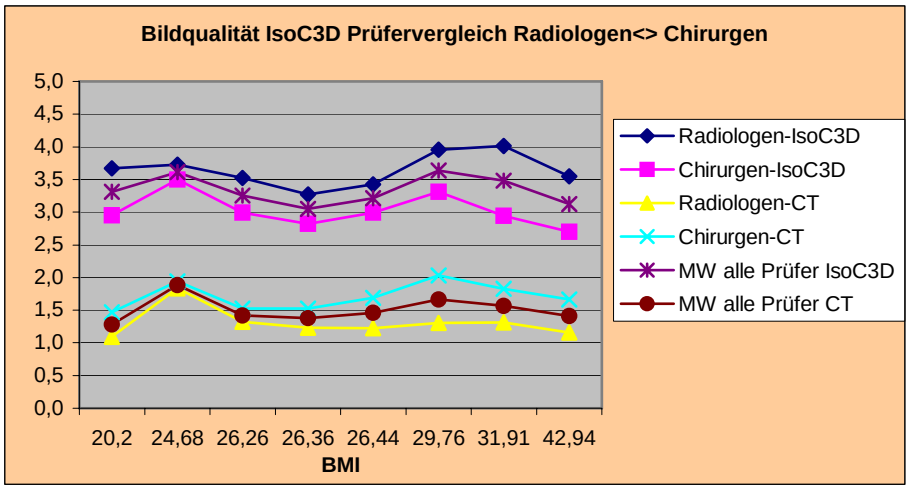


Abbildung 112:

Vergleich der zwei Untersuchergruppen

Gesamtbewertung für IsoC und CT

6.2 Auswertung der Strahlendosis für CT und IsoC^{3D}

Gemessen wurde das DLP (Dosis-Längen-Produkt) mit dem Nomex-Dosimeter bei beiden Modalitäten. Beim Siremobil lagen die gemessenen Einzelwerte des DLP/Scan zwischen 2,71 und 19,85 mGy * cm.

Die höchsten Werte wurden bei der Untersuchung des vorderen Beckenrings mit durchschnittlich 15,6 mGy * cm festgestellt. Der kumulative Höchstwert wurde mit 63,3 mGy * cm für eine Untersuchung einer Beckenhälfte mit insgesamt 5 Scans gemessen. Der niedrigste kumulative Wert lag bei 24,5 mGy*cm. Der Mittelwert aller kumulativen Dosen lag bei 41,22 mGy*cm.

Das durchschnittliche Dosislängenprodukt des CT betrug bei 250 mA 389 mGy*cm, bei 80 mA 125 mGy*cm und bei 60 mA 82 mGy*cm.

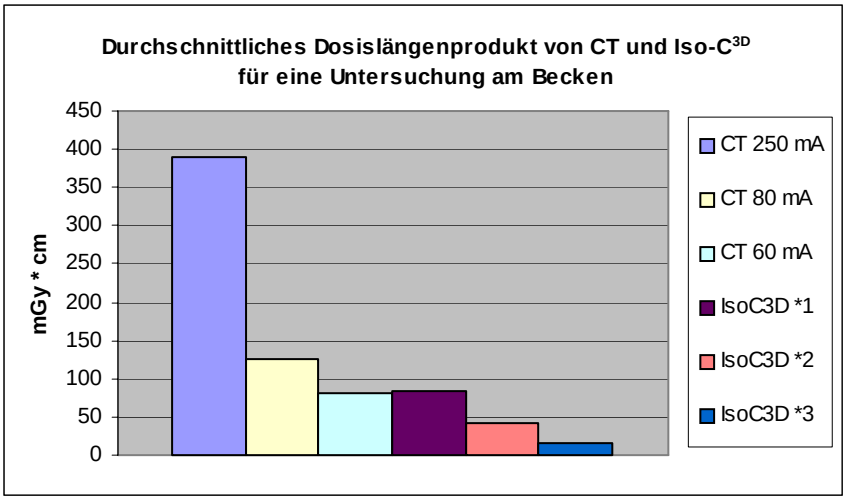


Abbildung 113: durchschnittliche Dosislängenprodukte für eine Untersuchung am Becken für IsoC^{3D} und CT mit Variation der Röhrenstromstärke am CT (Standardprotokoll: 250mA).

*1: theoretischer Wert für eine diagnostische Untersuchung des gesamten Beckens (41,22 mGy*cm x 2 = 82,44 mGy*cm)

*2: Durchschnittswert für die Untersuchung einer Beckenhälfte (41,22 mGy*cm)

*3: Durchschnittswert für einen Scan des IsoC^{3D} am vorderen Beckenring (15,6 mGy * cm)

Die sich bei Verwendung des IsoC^{3D} theoretisch ergebende Strahlenexposition zur Untersuchung des gesamten Beckens entspricht etwa der Strahlenexposition des CT mit einer Röhrenstromstärke von 60 mA, 140 kV und einer Schichtdicke von 2,5 mm. Im Vergleich zum Standardprotokoll mit 250 mA ergibt sich für das CT eine etwa 4,7 –fach höhere Strahlenexposition.
Vergleicht man jedoch die Strahlenbelastung eines einzelnen Scans des IsoC^{3D} (durchschnittlich 15,6 mGy*cm am vorderen Beckenring) mit einer CT-Beckenuntersuchung im Standardprotokoll (389 mGy*cm), bei welcher immer das gesamte Beckens bestrahlt wird, so ergibt sich eine 25 –fach (24,9) höhere Strahlenexposition für das CT!

Kann also durch die intraoperative Verwendung des IsoC^{3D} ein postoperatives Kontroll-CT eingespart werden, so ergibt sich eine deutliche Reduktion der Strahlenbelastung!

7 Diskussion

In der Beckenchirurgie finden derzeit verschiedene Bildgebungsverfahren Anwendung. Im Bereich der Diagnostik kommen v.a konventionelle Röntgenaufnahmen und das Spiral-CT zum Einsatz. Zusätzlich haben sich zwei– und dreidimensionale CT-Rekonstruktionen in Surface Shaded Display (SSD) -und Volume Rendering (VR) Technik etabliert.

Intraoperativ stellt der Bildwandler das wichtigste Bildgebungsverfahren zur Beurteilung des Repositionsergebnisses und der Implantatlage dar. Besonders bei Eingriffen an komplexen dreidimensionalen Gelenkflächen wie z.B. dem Becken und dem Acetabulum stößt die konventionelle zweidimensionale Durchleuchtung aber an ihre Grenzen.
Repositionsergebnisse und Implantatlage lassen sich hier nicht immer sicher beurteilen. Gerade bei minimalinvasiven Verfahren wie z.B. perkutanen Verschraubungen der Iliosakralfuge, des Acetabulums und des vorderen Beckenringes ist die Rate an fehlplatzierten Schrauben nicht unerheblich. Der eindeutige Nachweis gelingt meist erst durch die postoperative CT-Kontrolle, wodurch dann gegebenenfalls sekundäre Revisionsoperationen nötig werden [4, 103, 164, 167, 176, 177]. Zudem erfordert die Gelenkdarstellung häufige Projektionswechsel des Bildwandlers mit entsprechend hohen Durchleuchtungszeiten [94, 155].

Aufgrund der Nachteile intraoperativer BV-Bildgebung wurden, ausgehend von den guten Erfahrungen bei navigierten Wirbelsäulenoperationen, in den letzten Jahren auch in der Becken– und Acetabulumchirurgie zunächst CT und später auch BV-basierte Navigationsverfahren eingeführt [90, 94, 146, 157-161]. Hierdurch konnte zum einen die Qualität von Schraubenplatzierungen verbessert werden und zum anderen die Strahlenexposition reduziert werden [15, 133, 155, 178, 179]. Sowohl für CT- als auch BV-basierte Navigationsverfahren ergeben sich allerdings systembedingte Limitierungen für die Praxis. Während die CT-Navigation die beste Bildqualität aufweist, ist sie zum einen durch das aufwendige und potenziell fehlerhafte Matching-Verfahren und zum anderen durch die fehlende Möglichkeit der intraoperativen Aktualisierung des Bilddatensatzes nur begrenzt einsetzbar. Die BV-Navigation wiederum ist zwar einfacher in der Handhabung, zeigt aber eine deutlich geringere Bildqualität und ist außerdem in ihrer Aussagekraft durch die fehlende dritte Ebene eingeschränkt [94, 100, 124, 151, 162, 163].
Die Einführung minimalinvasiver Verfahren in der Becken- und Acetabulumchirurgie bedeutet für den Patienten u.a. eine geringere Morbidität, weniger postoperative Schmerzen und eine schnellere Mobilisierung. Für den Chirurgen ergeben sich daraus jedoch auch neue

Herausforderungen, denn die Qualität der Frakturreposition und Osteosynthese darf durch die reduzierte Invasivität natürlich nicht beeinträchtigt werden. Gerade in der Gelenkchirurgie ist die exakte anatomische Rekonstruktion jedoch oberstes Ziel.
Notwendige Voraussetzung hierfür ist eine optimale intraoperative Bildgebungsqualität. Insbesondere dreidimensionale Darstellungen stehen daher derzeit im Mittelpunkt des Interesses. In einigen Fällen wurde der intraoperative Einsatz des CT und MRT beschrieben [6, 7, 168, 180].

Um die Vorteile des unkomplizierten intraoperativen Bildwandler Einsatzes mit der Schicht- und dreidimensionalen Rekonstruktionstechnik des CT zu vereinen, erfolgte die Entwicklung des Siremobil-IsoC^{3D} Bildwandlers [Fa. Siemens, Erlangen, Germany], mit welchem erstmals die Möglichkeit besteht, intraoperativ 3D-Bilddatensätze zu erstellen. Dabei sind im Vergleich zum CT die Röhrenstromstärke und die Röhrenspannung beim IsoC^{3D} deutlich niedriger (max. 5,5 mA, 50-100 kV) wodurch ausschliesslich Hochkontrastuntersuchungen möglich sind.
Durch die Schnittbilddarstellung ist eine erhöhte Präzision hinsichtlich anatomischer Frakturreposition und Implantatpositionierung zu erwarten. Durch die unmittelbare Prozesskontrolle wird es möglich, bereits intraoperativ Konsequenzen aus der verbesserten Bildgebung zu ziehen und auf postoperative CT-Kontrollen zu verzichten [3, 15, 181].
Aktuell wurde der IsoC^{3D} vom Nachfolgemodell Arcadis Orbic 3D abgelöst, bei dem durch technische Optimierungen eine deutliche Verbesserung der Bildqualität erreicht wurde (s.u.).

In der Extremitäten– und Wirbelsäulenchirurgie wurde der IsoC^{3D} bereits erfolgreich als intraoperative Bildgebung und zur Navigation eingesetzt [2, 4, 9, 10, 12, 13, 15, 18, 143-145].
Euler et al konnte bei konventionell durchgeführten Pedikelverschraubungen zeigen, dass durch die intraoperative Implantatlagekontrolle mittels IsoC^{3D} ein postoperatives CT eingespart werden konnte [170]. Wendl et al führten mit dem IsoC^{3D} navigierte Pedikelverschraubungen an der BWS und LWS durch. Sie stellten neben einer im Vergleich zur konventionellen Technik und herkömmlichen BV-Navigation erhöhten Präzision auch eine Reduktion der Strahlenexposition fest. Auch hier war das postoperative Kontroll-CT entbehrlich [15].
Für die Untersuchung an Extremitäten und peripheren Gelenken konnten Studien von Rock, Kotsianos und anderen Autoren zeigen, dass die Bildqualität des IsoC^{3D} der konventionellen Durchleuchtung überlegen, und dem CT teilweise sogar vergleichbar ist. Von einigen Autoren

wird daher auch der Einsatz des Siremobil als Primärdiagnostik bei ausgewählten Indikationen diskutiert [4, 10, 18, 143-145, 171]. Bei Untersuchungen am Knie kamen Kotsianos et al zu dem Ergebnis, dass trotz vergleichsweise schlechterer Bildqualität des IsoC^{3D} gegenüber dem CT die diagnostische Wertigkeit dennoch gleich war [12]. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen auch Euler et al bei Untersuchungen am Taluspräparat [2]. Gerade an solchen anatomisch komplexen Strukturen zeigt sich der Vorteil der Schnittbildgebung. Kendoff et al führten Anbohrungen am Talus, wie sie z.B. zur Therapie bei Osteochondrosis dissecans praktiziert werden, navigiert mit dem IsoC^{3D} durch [11].

Für die Bildqualität am Stammskelett und Becken ist aufgrund der zunehmenden Masse des durchstrahlten Gewebes eine Reduktion der Bildqualität zu erwarten. Genaue Studien hierzu lagen zu Beginn dieser Arbeit noch nicht vor. Als Vorbereitung für den klinischen Einsatz des IsoC^{3D} am Becken war es daher Ziel dieser Arbeit, die Bildqualität und Strahlenexposition des IsoC^{3D} im Vergleich zum „golden standard“, der Computertomographie, zu untersuchen.
Eine wichtige Fragestellung war dabei, inwieweit die Bildqualität des IsoC^{3D} bei im Vergleich zur CT erwarteter niedrigerer Strahlenexposition den Erfordernissen einer sicheren Beurteilung der anatomischen Verhältnisse im Beckenbereich für die Primärdiagnostik und/oder der intraoperativen Kontrolle bei bekannter Diagnose genügt. An acht humanen Kadavern wurde die Bildqualität beider Modalitäten anhand der Darstellung ausgewählter, für Operationen wichtiger anatomischer Parameter der Beckenregion von sechs Untersuchern beurteilt.

Die durchschnittliche Gesamtbewertung der Bildqualität ergab für knöcherne Strukturen Noten zwischen 2,2 und 3,3. Entsprechend dem verwendeten Score bedeutet dies, dass bei knöchernen Strukturen im Allgemeinen eine durchgehende Abgrenzung der Kortikalis und der Gelenkkonturen in allen Beckenregionen möglich war. Eine Differenzierung feiner Strukturen, wie z.B. der Spongiosa, ist mit dem IsoC^{3D} nicht möglich.
Ebenso ist die Darstellung von Weichteilstrukturen aufgrund des systembedingt fehlenden Weichteilkontrastes insgesamt und im Vergleich zum CT signifikant schlechter. Die Noten lagen hier bei Betrachtung aller Regionen zwischen 3,8 und 4,5. Weichteilstrukturen werden also, wie erwartet, nur partiell bzw. unscharf bis nicht abgrenzbar dargestellt, womit nach den Score-Kriterien diesbezüglich keine sichere Diagnostik möglich ist. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch Kotsianos et al bei Untersuchungen an peripheren Gelenken [4, 12, 171].

Die durchschnittliche Gesamtbewertung der Bildqualität des CT mit einer Gesamtbenotung zwischen 1,4 und 1,9, bzw. zwischen 1,2 und 1,6 ohne Weichteile, zeigte, dass ossär überwiegend eine scharfe Abgrenzung der Kortikalis mit teilweiser Darstellung der Spongiosa zu finden ist, was eine optimale Diagnostik erlaubt. Weichteilstrukturen, mit Einzelwerten zwischen 2,0 und 2,5, können nach den Score-Kriterien insgesamt grob abgegrenzt werden. Eine Abhängigkeit der Bildqualität vom BMI konnte weder beim IsoC^{3D} noch beim CT festgestellt werden.
Die Ursache der im Vergleich zum CT schlechteren Bildqualität des IsoC^{3D} liegt u.a. an der gänzlich anderen Art der Bilderzeugung. Der IsoC^{3D} ist ein Bildverstärkersystem bei dem eine mit maximal 5,5 mA erheblich geringere Röhrenstromstärke verwendet wird als beim CT. Daher lassen sich auch nur Hochkontrastuntersuchungen durchführen während Weichteile nur ungenügend dargestellt werden. Da im traumatologischen OP aber vor allem knöcherne Strukturen bei der Repositions- und Implantatlagekontrolle von Interesse sind, kann im Allgemeinen auf eine genaue Darstellung von Weichteilstrukturen bei der osteosynthetischen Versorgung verzichtet werden. Diesbezüglich kann festgestellt werden, dass trotz schlechterer Bildqualität des IsoC^{3D} gegenüber dem CT dennoch eine ausreichende Darstellung bzw. Abgrenzung sämtlicher Knochen - und Gelenkoberflächen am Becken möglich war. Damit ist der IsoC^{3D} bei Eingriffen am Becken und Acetabulum für die Beurteilung ossärer Strukturen im Sinne einer intra- und postoperativen Kontrolle bei bekannter Diagnose geeignet.

Um eine gute Vergleichbarkeit der beiden Bildgebungsverfahren zu gewährleisten, wurden in dieser Studie nur axiale Schichtbilder ausgewertet. Rock et al konnten bei Studien zur Hochkontrastauflösung am Phantom zeigen, dass die Auflösung des IsoC^{3D} unabhängig von der Raumrichtung ist. In axialen Schichten ist diese einer Niedrigdosis-Spiral-CT gleichwertig, was sich auch mit dem Ergebnis dieser Arbeit deckt. In Patientenlängs- bzw. z-Achse war der IsoC^{3D} mit einer Auflösung von 9 Linienpaaren/cm dem CT, mit 5-6 Linienpaaren/cm sogar überlegen, was daran liegt, dass es sich in der Spiral-CT um Sekundärrekonstruktionen handelt, während beim IsoC^{3D} alle Schnittebenen primär aus den einzelnen Projektionen des Scans errechnet werden [18].

Die Untersuchung der Bildqualität nach Implantation einer SI-Schraube führte bei beiden Modalitäten zu einer signifikanten Verschlechterung der Bildqualität. Diese wurde beim IsoC^{3D} mit einem durchschnittlichen Notensprung von 0,4 Punkten relativ stärker beeinflusst

als beim CT (0,15 Punkte). Dennoch war bei beiden Verfahren eine Beurteilung der Strukturen möglich. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen Studien von Rübberdt, Euler und Kotsianos et al [2, 12, 181]. Letztere stellten fest, dass Titanimplantate zu weniger Artefakten führten als Stahl- oder Cobalt-Chrom Implantate. Ebenso zeigte sich eine Zunahme der Artefakte in Abhängigkeit der Implantatanzahl. Das Problem Implantat– und Prothesenbedingter Artefakte ist seit langem von der CT-Bildgebung bekannt. Hier wurden z.T. neue mathematisch-technische Rekonstruktionsverfahren zur Artefaktunterdrückung entwickelt [182-184]. Es bleibt abzuwarten, ob derartige Techniken auch beim IsoC^{3D} zukünftig Anwendung finden werden. In diesem Zusammenhang ist es wichtig zu erwähnen, dass für eine gute Abbildungsqualität des IsoC^{3D} unbedingt ein Carbontisch zu verwenden ist, da es sonst zu Metallbedingten Artefakten kommt.

Für eine gute Bildqualität ist ferner die korrekte Lagerung der zu untersuchenden Region im Isozentrum des Siremobil von Bedeutung, da diese bei exzentrischer Lage schlechter wird [18]. Ebenso sollte die freie Orbitalbewegung des IsoC^{3D} vor dem Scanvorgang in der jeweiligen Position manuell getestet werden. Bei kräftigen Personen und exzentrischer Lage der untersuchten Struktur können sich hier erhebliche Beeinträchtigungen ergeben, will man vermeiden, dass der Siremobil während des Scans anstößt.

Aufgrund der geringen Fallzahl wurde keine Untersuchung hinsichtlich einer „learning curve“ durchgeführt. Es konnte aber gezeigt werden, dass eine statistisch signifikante Untersucherabhängigkeit bei der Bewertung der Bildqualität beider Modalitäten vorlag. Die Bildqualität des IsoC^{3D} wurde dabei von den Radiologen schlechter beurteilt als von den Chirurgen. Es ist daher davon auszugehen, dass ein gewisses „sich Einsehen“ im Umgang mit dem IsoC^{3D} nötig ist, wie auch Rübberdt et al konstatieren [181].

Unabhängig von der derzeit möglichen Bildqualität des IsoC^{3D} stellt die limitierte Übersicht bei einem Rekonstruktionsvolumen von 12cm³ eine deutliche Einschränkung bei der Anwendung am Becken dar. Hier ist der Einsatz des Siremobil als Primärdiagnostik, wie es im Bereich der Peripherie möglich ist, nicht realisierbar. Der im Vergleich zum CT fehlende Gesamtüberblick wäre am Becken nur mit mehreren Scans möglich, was weder praktikabel ist noch von der Strahlenhygiene her sinnvoll wäre. Ist aber nur ein bestimmter Ausschnitt von Interesse, wie bei der intraoperativen Kontrolle osteosynthetisch versorgter Bereiche, so stellt die einfache Verfügbarkeit des 3D-Datensatzes mit beliebig rekonstruierbaren Schnittebenen

einen klaren Vorteil des Sirembobil sowohl gegenüber dem CT als auch dem herkömmlichen Bildwandler dar. Durch Zunahme minimalinvasiver Verfahren in der unfallchirurgisch-orthopädischen Chirurgie ist mit einem vermehrten Einsatz von Röntgenstrahlung zu rechnen. Nach §15 und §25 der Röntgenverordnung ist jeder Anwender von Röntgenstrahlung verpflichtet, die Strahlenexposition des Patienten und des medizinischen Personals so „gering als möglich zu halten“ (RÖV)[165]. Im Sinne der Strahlenhygiene ist daher eine Reduktion der Strahlenbelastung durch Anwendung weniger strahlenbelastender Systeme bzw. computernavigierter Verfahren zu fordern.

Hinsichtlich der Strahlenbelastung wurde in dieser Arbeit eine deutliche Reduktion für den IsoC^{3D} gegenüber dem CT festgestellt. Für eine diagnostische Untersuchung des Beckens mit dem IsoC^{3D} müssten theoretisch mehrere Scans auf beiden Seiten des Beckens durchgeführt werden. Die sich hierbei aus unseren Daten rechnerisch ergebende Strahlenbelastung beträgt 82,44 mGy*cm und ist damit im Vergleich zum CT- Standardprotokoll (389 mGy*cm) des 16-Zeilen CT unserer Klinik 4,7 mal geringer. Vergleicht man jedoch die Strahlenbelastung eines einzelnen IsoC^{3D} – Scans (durchschnittlich 15,6 mGy*cm am vorderen Beckenring) mit einer CT-Beckenuntersuchung ergibt sich für letztere eine 25–fach höhere Strahlenexposition (389 mGy*cm). Die größtmögliche Reduktion der Strahlenbelastung ergibt sich also in der Praxis, wenn durch die intraoperative Verwendung des IsoC^{3D} ein postoperatives Kontroll-CT eingespart werden kann, selbst wenn hierfür mehrere Scans notwendig sein sollten.

Die Dosismessung zeigte, dass bei einer Reduktion der Röhrenstromstärke auf 60 mA die Strahlenexposition des CT (82 mGy*cm) der Strahlenexposition des IsoC^{3D} (82,44 mGy*cm) entspricht, bei jedoch besser Bildqualität im CT. In ähnlicher Weise konnte Rock et al im Bereich der LWS zeigen, dass die dort applizierte Dosis des IsoC^{3D} weniger als die Hälfte der Dosis eines Standard-CT Protokoll der LWS (120 kV, 200 mA) entspricht [18]. Es ist zu erwarten, dass in Zukunft CT-Protokolle mit geringeren Röhrenstromstärken eingesetzt werden.
In dieser Studie wurde die Strahlenbelastung nur im Vergleich zum CT, nicht jedoch gegenüber dem konventionellen Röntgen bzw. der Bildwandlerdurchleuchtung untersucht.
Die Ergebnisse von Gebhard, Rock und Wendl sowie anderen Autoren zeigen, neben der auch von uns gefundenen reduzierten Strahlenbelastung im Vergleich zum CT, eine deutliche Verminderung der Strahlenexposition gegenüber der konventionellen Durchleuchtung und der 2D-Bildwandlernavigation [10, 15, 16, 18, 143]. Grund hierfür ist u.a. die standardisierte

Aufnahmetechnik bei einem IsoC^{3D}–Scan, bei dem außer der vorher erforderlichen Fokussierung des Scanbereiches keine weiteren Einstellungen notwendig sind. Von Vorteil beim IsoC^{3D} ist weiterhin die Tatsache, dass er die Untersuchung automatisch ausführt und das Personal der Streustrahlung durch einen Sicherheitsabstand von 3,5 m aus dem Weg gehen kann. Somit ergibt sich sowohl für den Patienten als auch das Personal eine erhebliche Verminderung der Strahlenbelastung.

Insgesamt zeigte sich in dieser Arbeit eine signifikant schlechtere Bildqualität des IsoC^{3D} gegenüber dem CT bei jedoch deutlich geringerer Strahlenbelastung. Da eine Erkennung kortikaler Strukturen aber gut möglich war, ist das System zur intra- und postoperativen Verlaufskontrolle bei bekannter Diagnose bei Eingriffen am Becken und Acetabulum aus unserer Sicht geeignet. Die Primärdiagnostik am Becken wird trotz höherer Strahlenbelastung aufgrund der qualitativen Überlegenheit und der besseren Übersicht weiterhin die Domäne des CT bleiben.

Aktuell wurde der IsoC^{3D} vom Nachfolgemodell Arcadis Orbic 3D abgelöst. Bei dieser Weiterentwicklung des IsoC^{3D} konnte v.a. die Bildqualität deutlich verbessert werden. Erreicht wird dies u.a. durch die nun durchgängig digitale Bildkette mit einer Auflösung von 1024x1024 Pixeln. Weiterhin ist der Arcadis Orbic mit dem sog. EASY (Enhanced Acquisition System) ausgestattet, durch welches bereits während der Belichtung Parameter wie Dosis, Helligkeit und Kontrast optimiert werden. Hierdurch wird nicht nur das Primärbild sondern auch die Qualität der 3D Rekonstruktionen erheblich verbessert. Im Gegensatz zum IsoC^{3D}, bei dem zur 3D Bildrekonstruktion noch analoge Quelldaten mit einer Auflösung von 512 x 512 Pixeln verwendet wurden, stellt diese nun rein digitale Bildkette eine wesentliche Verbesserung dar. Ebenso wurden die Algorithmen zur 3D-Bildrekonstruktion gegenüber dem IsoC^{3D} nochmals optimiert. Im Gesamtergebnis zeigt sich eine verbesserte Bildqualität mit höherer Auflösung, höheren Kontrasten und weniger Artefakten. Ebenso konnten die Scanzeiten durch eine höhere Leistung bei kürzeren Pulszeiten halbiert werden. Die Software des Arcadis Orbic 3D bietet neu auch die Möglichkeit der 3D Bildfusion. Damit ist es z.B. möglich, präoperative CT- oder MRT Aufnahmen mit den intraoperativen 3D Daten des Arcadis zu kombinieren. Da der Arcadis ebenso wie sein Vorgänger der IsoC^{3D} für Hochkontrastaufnahmen konzipiert ist, lassen sich somit nun fehlende Weichteilinformationen mittels Bildfusion z.B. mit MR- Bildern ergänzen [126].

8 Zusammenfassung

Ein bekanntes Problem bei der Versorgung von Becken- und Acetablumfrakturen ist die unzureichende Darstellung der Reposition und Implantatlage mit den herkömmlichen zweidimensionalen Bildwanderdarstellungen. Bei minimalinvasiven Verfahren wie zum Beispiel perkutanen Verschraubungen am SI-Gelenk, am Acetabulum und vorderen Beckenring ist die Orientierung anspruchsvoll und die Rate an fehlplatzierten Schrauben nicht unerheblich [141]. Die Voraussetzung für weniger invasive Verfahren bei gleichbleibender Versorgungsqualität ist eine optimale Bildgebung. Gerade an Gelenkflächen, bei denen eine genaue anatomische Reposition wichtig ist, hat sich eindeutig die Überlegenheit der Schnittbildtechnik gegenüber dem konventionellen Röntgen gezeigt [4, 5].

Mit dem C-Arm Siremobil®-IsoC^{3D} der Firma Siemens steht ein intraoperatives System mit CT-ähnlicher Bildgebung zur Verfügung. Der Iso-C^{3D} gestattet neben der Gewinnung von zweidimensionalen Röntgenbildern auch die Erstellung von Schnittbildern und zwei- sowie dreidimensionalen Rekonstruktionen.

In der Extremitäten –und Wirbelsäulenchirurgie wurde der IsoC^{3D} bereits erfolgreich als intraoperative Bildgebung bei konventionellen und navigierten Operationen eingesetzt [2, 4, 9, 10, 12, 13, 15, 18, 143-145].

Als Vorbereitung für den klinischen Einsatz des Siremobil®-IsoC^{3D} am Becken war es Ziel dieser Studie, die Bildqualität und Strahlendosis im Vergleich zum „golden standard“, der Computertomographie, zu evaluieren. Weiterhin sollten Indikationskriterien für den Einsatz am Becken definiert werden – mit besonderem Augenmerk auf die Eignung zur Primärdiagnostik sowie zur intra- und postoperativen Kontrolle bei bekannter Diagnose.

An acht humanen Kadavern wurde die Bildqualität beider Modalitäten anhand der Darstellung ausgewählter, für Operationen wichtiger anatomischer Parameter der Beckenregion von sechs Untersuchern beurteilt.

Es konnte gezeigt werden, dass die Bildqualität des IsoC^{3D} insgesamt gegenüber dem CT signifikant schlechter ist. Für primärdiagnostische Zwecke ist der IsoC^{3D} nach den in der vorliegenden Studie erlangten Erkenntnissen wegen der reduzierten Bildqualität und fehlenden Gesamtübersicht über das Becken im Vergleich zur CT-Untersuchung nicht geeignet. Aufgrund der besseren Bildqualität und Übersicht und damit zu erwartenden diagnostischen Vorteilen ist die CT-Untersuchung für die Fein- und Primärdiagnostik am Becken daher trotz dem gemessenen höheren Dosislängenprodukt als Methode der ersten Wahl anzusehen. Andererseits konnte gezeigt werden, dass mit dem Siremobil eine sichere

Erkennung von kortikalen Strukturen und Gelenkflächen möglich ist und das System daher zur intra- und postoperativen Verlaufskontrolle bei bekannter Diagnose bei Eingriffen am Becken und Acetabulum geeignet ist. Von großem Vorteil sind die einfache intraoperative Verfügbarkeit des IsoC^{3D} und die Möglichkeit der Betrachtung von beliebigen Schnittebenen in gleich hoher Auflösung im Cine–Mode und mehrdimensionalen Rekonstruktionen.
Ein weiterer Vorteil des Siremobil ist die deutliche Reduktion der Strahlenbelastung im Vergleich zum CT. Bei den CT-Untersuchungen am Becken im Standardprotokoll ergab sich im Mittel eine ca. 25 –fach höhere Strahlenexposition gegenüber einem IsoC^{3D} - Einzelscan, bzw. eine 4,7 –fach höhere Strahlenexposition für das CT wenn eine diagnostische Untersuchung des gesamten Beckens mit dem IsoC^{3D} durchgeführt wird.

Die vorliegenden Studienergebnisse stellen die Grundlage dar für den klinischen Einsatz am Becken, um intraoperativ neben der bewährten Bildwandlerdarstellung in 2D durch die dreidimensionle Bildgebung die Präzision und Sicherheit der Frakturrepositon, Rekonstruktion und Implantatlage zu erhöhen. Für den klinischen Einsatz an der Wirbelsäule und den Extremitäten konnte dies bereits gezeigt werden [2, 4, 9, 10, 12, 13, 15, 18, 143-145]. Es ist zu erwarten, dass durch die verbesserte Visualisierung auch eine Reduktion des Zugangs bei der operativen Versorgung möglich sein wird und dass postoperative CT-Kontrollen, und damit auch Revisionsoperationen, vermieden werden können. Hierdurch ist außerdem, wie oben gezeigt wurde, eine erhebliche Reduktion der Strahlenbelastung möglich.

Seit dem Ende dieser Studie wurde der IsoC^{3D} erfolgreich in den klinischen Alltag bei der Versorgung von Beckenverletzungen integriert. Neben der reinen intraoperativen Stellungs - und Implantatlagekontrolle konnte ebenso die Einbindung in navigierte Operationen am Becken vollzogen werden. Damit steht neben der CT- und 2D-Bildwandlernavigation ein weiteres Verfahren für navigierte Intervention am Becken zur Verfügung. Welche dieser Techniken neben den herkömmlichen, nicht navigierten OP-Verfahren für welche Indikation am besten geeignet ist, werden weitere zukünftige Studien zeigen müssen.

Aktuell wurde der IsoC^{3D} vom Nachfolgemodell Arcadis Orbic 3D abgelöst, bei dem durch technische Optimierungen eine deutliche Verbesserung der Bildqualität erreicht wurde und der somit neue Standards für die intraoperative 3D-Bildgebung setzt.

9 Danksagung

Ich danke herzlichst meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. U. Stöckle für die Betreuung und sehr gute Förderung meiner Arbeit sowie Herrn Prof. Dr. N.P. Haas, der mir die Promotion an seiner Klinik unter sehr guten Bedingungen ermöglicht hat.

Mein besonderer Dank gilt meinem Betreuer Herrn Dr. B. König, der mir trotz hektischem Klinikalltag jederzeit mit persönlicher Unterstützung und Beratung hilfreich zur Seite stand und mich bis zur Fertigstellung der Dissertation begleitete.

Ich bedanke mich bei Dr. Jan Schäfer für die initiale Mithilfe bei den Untersuchungen und die „Starthilfe“ beim Schreiben der Dissertation.

Ebenso danke ich herzlichst den Kollegen der radiologischen Abteilung Herrn PD Dr. Schröder, Herrn Dr. Wieners sowie Herrn Dr. Pech für die Mithilfe bei den Untersuchungen und die hervorragende fachliche Unterstützung und Beratung.

Allen genannten sei insbesondere für die zeitintensive Mitarbeit bei der Auswertung des umfangreichen Datenmaterials gedankt, ohne welche diese Arbeit nicht zu Stande gekommen wäre.

10.1 C U R R I C U L U M V I T A E

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

10.2 Erklärung an Eides Statt

Ich erkläre hiermit, dass diese Dissertation von mir selbst und ohne die unzulässige Hilfe Dritter verfasst wurde, auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten darstellt und die benutzten Hilfsmittel sowie die Literatur vollständig angegeben sind.

10.3 Interessenkonflikt

Der Autor versichert, dass keine Verbindungen mit einer Firma, deren Produkt in der vorliegenden Arbeit genannt wird, oder einer Firma, die ein Konkurrenzprodukt vertreibt, besteht.

11 Literaturverzeichnis

1. Grützner, P. A., et al. (2003). Rechnergestützte weniger invasive Verfahren bei Osteosynthesen am Becken. *OP-Journal, 19,* 168-173.

2. Euler, E., et al. (2001). Comparative study of the quality of C-arm based 3D imaging of the talus. *Unfallchirurg, 104*(9), 839-46.

3. Stöckle, U., et al. (2006). Clinical experience with the Siremobil Iso-C(3D) imaging system in pelvic surgery. *Unfallchirurg, 109*(1), 30-40.

4. Kotsianos, D., et al. (2001). 3-D imaging with a mobile surgical image enhancement equipment (ISO-C-3D). Initial examples of fracture diagnosis of peripheral joints in comparison with spiral CT and conventional radiography. *Unfallchirurg, 104*(9), 834-8.

5. Grützner, P. A., Rübberdt, A., & Wich, M. (2004). *Röntgenhelfer 3D Handbuchintraoperative 3D-Bildgebung mit mobilen C-Bögen*. Vol. 1. Bengelsdorf & Schimmel, Gesellschaft für visuelle Kommunikation, mbH. 113.

6. Mayr, E., et al. (1999). Minimally invasive intraoperative CT-guided correction of calcaneal osteosynthesis. *Unfallchirurg*, *102*(3), 239-44.

7. Butler, W. E., et al. (1998). A mobile computed tomographic scanner with intraoperative and intensive care unit applications. *Neurosurgery, 42*(6), 1304-10, discussion 1310-1.

8. Brown, G. A., et al. (2000). Computed tomography image-guided surgery in complex acetabular fractures. *Clin Orthop Relat Res*, (370), 219-26.

9. Euler, E., Heining, S., Fischer, T., Pfeifer, K. J., & Mutschler, W. (2002). Initial Clinical Experience with the Siremobil Iso-C3D. *Electromedica*, *70*(1).

10. Heiland, M., et al. (2004). Radiation exposure and three dimensional imaging options of SIREMOBIL Iso-C(3D) for planning surgical dental interventions. *Mund Kiefer Gesichtschir, 8*(1), 35-40.

11. Kendoff, D., et al. (2003). Navigated Iso-C(3D)-based drilling of a osteochondral lesion of the talus. *Unfallchirurg, 106*(11), 963-7.

12. Kotsianos, D., et al. (2004). 3D imaging with an isocentric mobile C-arm comparison of image quality with spiral CT. *Eur Radiol*, *14*(9), 1590-5.

13. Rock, C., et al. (2001). Introduction of a new mobile C-arm/CT combination equipment (ISO-C-3D). Initial results of 3-D sectional imaging. *Unfallchirurg, 104*(9), 827-33.

14. von Recum J. M. S., Grützner, P. A., & Wentzensen, A. (2004). *Navigierte Kyphoplastie in Iso-C3D Datensätzen bei Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule. Eine prospektive Untersuchung*. Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Ludwigshafen.

15. Wendl, K., et al. (2003). Iso-C(3D0-assisted) navigated implantation of pedicle screws in thoracic lumbar vertebrae. *Unfallchirurg*, *106*(11), 907-13.

16. Gebhard, F., et al. (2003). Radiation dosage in orthopedics - a comparison of computer-assisted procedures. *Unfallchirurg*, *106*(6), 492-7.

17. Kaul, A., Bauer, B., Bernhardt, J., Nosske, D. & Veit, R. (1997). Effective doses to members of the public from the diagnostic application of ionizing radiation in Germany. *Eur Radiol*, *7*(7), 1127-32.

18. Rock, C., et al. (2002). Studies on image quality, high contrast resolution and dose for the axial skeleton and limbs with a new, dedicated CT system (ISO-C-3 D). *Röfo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 174*(2), 170-6.

19. Sobotta, (1993). *Atlas der Anatomie des Menschen*. 20. Auflage ed. Vol. Band 2. Urban & Schwarzenberg.

20. Schmal, H., Klemt, Ch. & Südkamp, N. P., (2003). Chirurgische Anatomie von Beckenring und Azetabulum, osteoligamentäre Strukturen, neurovaskuläre Strukturen und Weichteile. *OP-Journal, 19*, 94-98.

21. Putz, R. & Müller-Gerbl, M. (1992). Anatomische Besonderheiten des Beckenrings. *Unfallchirurg, 95,* 164-167.

22. Erdmenger, U. (2003). *Golden Gate Bridge San Francisco, Privatfoto*

23. http://www.medizin.uni-greifswald.de/unfallch/fileadmin/user_upload/lehre/2007_2008/Vorlesung_Traumatologie/Becken.pdf (Zugriff: 14.8.2007)

24. Schmal, H., Klemt, C., & Südkamp, N. P. (2003). Chirurgische Anatomie von Beckenring und Azetabulum, osteoligamentäre Strukturen, neurovaskuläre Strukturen und Weichteile. *OP-Journal,* (19), 94-98.

25. Bosch, U., et al. (1992). Classification and management of complex pelvic trauma. *Unfallchirurg, 95*(4), 189-96.

26. Culemann, U., et al. (2004). Injury to the pelvic ring. Diagnosis and current possibilities for treatment. *Unfallchirurg*, *107*(12), 1169-81, quiz 1182-3.

27. Euler, E., Betz, A., & Schweiberer, L. (1992). Diagnosis, classification and indications for surgical treatment of pelvic ring fractures. *Orthopade*, *21*(6), 354-62.

28. Heller, M., et al. (1998). Pelvic ring injuries. *Radiologe*, *38*(8), 702-9.

29. Pohlemann, T., et al. (1996). Outcome after pelvic ring injuries. *Injury, 27* Suppl 2, B31-8.

30. Reilly, M. C., Zinar, D. M., & Matta, J. M. (1996). Neurologic injuries in pelvic ring fractures. *Clin Orthop Relat Res,* (329), 28-36.

31. Rommens, P.M., et al. (2003). Mortality, morbidity and functional outcome after open book and lateral compression lesions of the pelvic ring. A retrospective analysis of 100 type B pelvic ring lesions according to Tile's classification. *Unfallchirurg*, *106*(7), 542-9.

32. Pohlemann, T., et al. (1996). Pelvic fractures: epidemiology, therapy and long-term outcome. Overview of the multicenter study of the Pelvis Study Group. *Unfallchirurg*, *99*(3), 160-7.

33. Tscherne, H. P. T. (1998). *Unfallchirurgie Becken und Acetabulum*. Berlin Heidelberg: Springer Verlag.

34. Mutschler, W., & Haas, N. P. (2004). *Praxis der Unfallchirurgie*. Vol. 2. Auflage. Berlin-München: Georg Thieme Verlag.

35. John, T., & Ertel, W. (2005). Pelvic injuries in the polytraumatized patient. *Orthopade, 34*(9), 917-30.

36. Siegmeth, A., et al. (2000). Associated injuries in severe pelvic trauma. *Unfallchirurg*, *103*(7), 572-81.

37. Pohlemann, T., et al. (1992). Determining indications and osteosynthesis techniques for the pelvic girdle. *Unfallchirurg*, *95*(4), 197-209.

38. Malgaigne, J. (1847). *Traite de fractures et des luxations.* Chez lauteur. *Paris, J.-B. Baillière, 1847-55*

39. Young, J. W., & Resnik, C. S. (1990). Fracture of the pelvis: current concepts of classification. *AJR, Am J Roentgenol*, *155*(6), 1169-75.

40. Isler, B., & Ganz, R. (1990). Classification of pelvic girdle injuries. *Unfallchirurg*, *93*(7), 289-302.

41. Pennal, G. F., et al. (1980). Pelvic disruption: assessment and classification. *Clin Orthop Relat Res*, (151), 12-21.

42. Tile, M. (1984). *Fractures of the pelvis and acetabulum*. Williams and Wilkins, Baltimore.

43. Euler, E., et al. (1992). Pelvic girdle fractures-must they be stabilized? *Unfallchirurg*, *95*(4), 174-80.

44. Steinbrich, W. & Regazzoni, P. (1999). *Frakturen und Luxationen*. RRR Referenz-Reihe Radiologische Diagnostik, ed. U. Mödder: Thieme.

45. Stöckle, U. (2001). *Schräg dorsaler Beckenfixateur - Ein neues Konzept zur Beckenstabilisierung, Klinische und biomechanische Grundlagen, Entwicklung, Biomechanische Testung*, *in Unfallchirurgie*. Humboldt-Universität zu Berlin: Berlin.

46. Denis, F., Davis, S., & Comfort, T. (1988). Sacral fractures: an important problem. Retrospective analysis of 236 cases. *Clin Orthop,* 227, 67-81.

47. Pohlemann, T., Gassen, A. & Tscherne, H. (2000). Fracture of the sacrum. *Unfallchirurg*, *103*(9), 769-86.

48. Neugebauer, R. & Nothelfer, W. (2003). Sakrumfrakturen. *OP-Journal*, (19), 140-146.

49. Judet, R., et al. (1968). Fractures of the acetabulum. Classification and guiding rules for open reduction. *Arch Orto 81*(3), 119-58.

50. Letournel, E. (1980). Acetabulum fractures: classification and management. *Clin Orthop Relat Res*, (151), 81-106.

51. Römer, M. & Wittener, B. (2003). Klassifikation von Acetabulumfrakturen. *OP-Journal, 19,* 151-155.

52. Rommens, P. M., Heinermann, J. & Hessmann, M. H. (2003). Versorgung von mechanisch und hämodynamisch instabilen Beckenverletzungen. *OP-Journal,* (19), 110-116.

53. Pressmar, J., Kinzl, L. & Sarkar, M. R. (2003). Versorgung von hämodynamisch stabilen, mechanisch instabilen Verletzungen einschließlich Sakroiliakalgelenk. *OP-Journal, 19,* 118-126.

54. Culemann, U., et al. (2003). Pelvic bone injury-diagnosis and current treatment possibilities. *Chirurg*, *74*(7), M 219.

55. Seiler, H. (1992). Timing of osteosynthesis in pelvic girdle injuries. Advantages and disadvantages of early surgical management. *Unfallchirurg, 95*(4), 181-4.

56. Pressmar, J., Kinzl, L. & Sarkar, M. R. (2003). Versorgung von hämodynamsich stabilen, mechanisch instabilen Verletzungen einschließlich Sakroiliakalgelenk. *OP-Journal, 19*(19), 118-126.

57. Maurer, F. (2003). Beckenverletzungen externe Fixation und Komplikationen. *OP-Journal*, (19), 128-131.

58. Edeiken-Monroe, B. S., Browner, B. D., & Jackson, H. (1989). The role of standard roentgenograms in the evaluation of instability of pelvic ring disruption. *Clin Orthop Relat Res*, (240), 63-76.

59. Mostafavi, H. R. & Tornetta, P. (1996). Radiologic evaluation of the pelvis. *Clin Orthop Relat Res,* (329), 6-14.

60. Young, J. W., et al. (1986). Pelvic fractures: value of plain radiography in early assessment and management. *Radiology*, *160*(2), 445-51.

61. Rahmanzadeh, R. M .A. & Würtenberger, C. (1994). *Unfall- und Wiederherstellungs-Chirurgie des proximalen Femurs und des Beckengürtels*. Einhorn-Presse-Verlag.

62. http://www.idr.med.uni-erlangen.de/orthorad/index.html (Zugriff: 25.9.2008).

63. Stecher, J., Kammermeier, V., & Holz, U. (2003). Erstuntersuchung, bildgebende Verfahren und Entscheidungsfindung bei Azetabulumfrakturen. *OP-Journal, 19,* 156-160.

64. Ditzen, W. & Börner, M. (2003). Behandlungsstrategie bei Azetabulumbrüchen. *Trauma Berufskrankheiten, 5,* 83-91.

65. Rommens, P. M., Gielen, J. & Broos, P. L. (1992). The role of CT in diagnosis and therapy of fractures of the pelvic girdle. *Unfallchirurg*, *95*(4), 168-73.

66. Roos, J. E., et al. (2002). Multidetector-row helical CT: analysis of time management and workflow. *Eur Radiol*, *12*(3), 680-5.

67. Culemann, U., et al. (2003). Pelvic fracture. Diagnostics and current treatment options. *Chirurg*, *74*(7), 687-98, quiz 699-700.

68. Weber, K., et al. (2003). Systematisierte Diagnostik bei Becken-und Acetabulumfrakturen. *Trauma Berufskrankheiten,* (5), 65-70.

69. Lambotte, A. (1913). *Chirurgie operatoire des fractures*. Paris: Masson.

70. Watson- Jones R. (1982), *Fractures and Joint Injuries,* Churchill Livingstone, Edinbugh London Melburne and New York

71. Böhler, J. (1983). Bilanz der konservativen und operativen Knochenbruchbehandlung-Becken und Wirbelsäule. *Chirurg, 54,* 241-7.

72. Bosch, U., Pohlemann, T., & Tscherne, H. (1992). Primary management of pelvic injuries. *Orthopade*, *21*(6), 385-92.

73. Wich, M., Tober, V. & Ekkernkamp, A. (2003). Operative interne Stabilisierung von Beckenringverletzungen in Abhängigkeit von der Klassifikation. *Trauma Berufskrankheiten*, *5*, 71-78.

74. Breuer, R., & David, A. (2003). Beckenringfrakturen-interne Stabilisation. *OP-Journal, 19,* 132-138.

75. http://www.wetterauer-rettungsdienst-ag.de (Zugriff: 25.9.2007)

76. Witschger, P., Heini, P. & Ganz, R. (1992). Pelvic clamps for controlling shock in posterior pelvic ring injuries. Application, biomechanical aspects and initial clinical results. *Orthopade*, *21*(6), 393-9.

77. Heini, P. F., Witt, J. & Ganz, R. (1996). The pelvic C-clamp for the emergency treatment of unstable pelvic ring injuries. A report on clinical experience of 30 cases. *Injury, 27* Suppl 1, S-A38-45.

78. Ganz, R., et al. (1991). The antishock pelvic clamp. *Clin Orthop Relat Res*, (267), 71-8.

79. Weise, F. M. K. (2000). Indikationsstellung und Verfahrenswahl bei Beckenringverletzungen. *Trauma Berufskrankh., 2,* 39–45.

80. Maurer, F. (2003). Beckenverletzungen - externe Fixation und Komplikation. *OP-Journal, 19,* 128-131.

81. Wölfl, Ch., Richter, H., Egbers, H-J. & Gahr, R. H. (2001). Externe Fixation von Beckenringfrakturen, biomechanische Messungen am Knochenersatzmodell. *Clinical Sports Medicine, KCS, 2*(6), 98-105.

82. Rommens, P. M., Heinermann, J., & Hessmann, M. H. (2003). Versorgung von mechansich und hämodynamisch instabilen Beckenverletzungen. *OP-Journal, 19,* 110-116.

83. Pohlemann, T., et al. (1994). Biomechanical comparison of various emergency stabilization measures of the pelvic ring. *Unfallchirurg*, *97*(10), 503-10.

84. Maurer, F., & Weise, K. (2000). Indikationsstellung und Verfahrenswahl bei Beckenringverletzungen. *Trauma Berufskrankh.*, 39-45.

85. Pressmar, J., Kinzl, L., & Sarkar, M. R. (2003). Versorgung von hämodynamisch stabilen, mechanisch instabilen Verletzungen einschliesslich Sakroilialgelenk. *OP-Journal, 19,* 118-126.

86. Pohlemann, T., et al. (1992). Standardized osteosynthesis techniques for the pelvic ring. Analysis of a patient sample and surgical technique. *Orthopade*, *21*(6), 373-84.

87. Rainer, N., & Wilhelm, N. (2003). Sakrumfrakturen. *OP-Journal, 19,* 140-146.

88. Matta, J. M. & Saucedo, T. (1989). Internal fixation of pelvic ring fractures. *Clin Orthop*, (242), 83-97.

89. Templeman, D. et al. (1996). Proximity of iliosacral screws to neurovascular structures after internal fixation. *Clin Orthop*, (329), 194-8.

90. Stockle, U. et al. (2001). Navigation assisted by image conversion. An experimental study on pelvic screw fixation. *Unfallchirurg*, *104*(3), 215-20.

91. Routt, M. L. Jr., & Simonian, P.T. (1996). Closed reduction and percutaneous skeletal fixation of sacral fractures. *Clin Orthop,* (329), 121-8.

92. Tonetti, J. et al. (2001). Clinical results of percutaneous pelvic surgery. Computer assisted surgery using ultrasound compared to standard fluoroscopy. *Comput Aided Surg, 6*(4), 204-11.

93. Tonetti, J., et al. (2000). Implantation of iliosacral screws. Simulation of optimal placement by 3-dimensional X-ray computed tomography. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 86*(4), 360-9.

94. Stöckle, U., König, B., Dahme, M., Raschke, M. & Haas N.P. (2002). Computer assisted pelvic and acetabular surgery. Clinical experiences and indications. *Unfallchirurg*, *105*(10), 886-92.

95. Stürmer, K. M., Hanke, J. & Schöttes, P. (1994). *Die iliosakrale Verschraubung zur Behandlung instabiler dorsaler Beckenringverletzungen*, *in Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des proximalen Femurs und des Beckengürtels*. C. Würtenberger, Editor. Einhorn Verlag: Reinbek, Germany.

96. Barrick, E. F., O'Mara, J. W., & Lane, H. E. (1998). Iliosacral screw insertion using computer-assisted CT image guidance: a laboratory study. *Comput Aided Surg*, *3*(6), 289-96.

97. Arand, M., Kinzl, L. & Gebhard, F. (2004). Computer-Guidance in Percutaneous Srew Stabilization of the Iliosacral Joint. *Clinical Orthopaedics and Related Resaerch*, *422,* 201-207.

98. Ziran, B. H., Towers, S. W. & Morgan, J. (2003). SJ, Iliosacral screw fixation of the posterior pelvic ring using local anaesthesia and computerized tomography. *J Bone Joint Surg Am*, *85*(3), 411-8.

99. Taller S., Lukas, R., Sram, J. & Beran, J. (2003). 100 CT-guided pelvic operations. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, *7*0(5), 279-284.

100. Berlemann, U. et al. (1997). Computer-assisted orthopedic surgery. From pedicle screw insertion to further applications. *Orthopäde*, *26*(5), 463-9.

101. Hüfner, T. et al (2003). Navigierte Reposition von Acetabulumquerfrakturen. *Unfallchirurg, 106*, 968-974.

102. Messmer, P. et al. (2001). Technology integration and process management. Concept and implementation of a new platform for simultaneous diagnosis and therapy of acutely ill and injured patients and for elective computer assisted surgery (CAS). *Unfallchirurg, 104*(10), 1025-30.

103. Tonetti, J., et al. (1998). Percutaneous iliosacral screw placement using image guided techniques. *Clin Orthop,* (354), 103-10.

104. Yucel, N. et al. (2004). Is implant removal after percutaneous iliosacral screw fixation of unstable posterior pelvic ring disruptions indicated? *Unfallchirurg*, *107*(6), 468-74.

105. Weber, K., et al. (2001). Quality of life after surgical treatment of pelvic ring fractures. Are long-term results predictable? *Unfallchirurg*, *104*(12), 1162-7.

106. Di Gioia, A. M. (1998). What is computer assisted orthopaedic surgery? *Clin Orthop*, (354), 2-4.

107. Di Gioia, A. M., Jaramaz, B. & Colgan, B. D. (1998). Computer assisted orthopaedic surgery. Image guided and robotic assistive technologies. *Clin Orthop*, (354), 8-16.

108. Schlenzka, D. (1999). Klinische Erfahrungen bei der Anwendung eines Navigationssystems in der Wirbelsäulenchirurgie. *Trauma Berufskrankheit, 1,* 116-119.

109. Simon, D. A. & Lavallee, S. (1998). Medical imaging and registration in computer assisted surgery. *Clin Orthop,* (354), 17-27.

110. Dittmar, C. (1873). *Über die Lage des sogenannten Gefaesszentrums in der Medulla oblongata.* BerSaechs Ges.Wiss. Leipzig (Math.Phys.). 25, 449-469.

111. Clarke, R. H. & Horsley, V. (1906). On a method of investigating the deep ganglia and tracts of the central nervous system (cerebellum). *Br Med J,* (2), 1799-1800.

112. Watanabe, E., et al. (1987). Three-dimensional digitizer (neuronavigator): new equipment for computed tomography-guided stereotaxic surgery. *Surg Neurol, 27*(6), 543-7.

113. Kelly, P. J., et al. (1986). Results of computer-assisted stereotactic laser resection of deep-seated intracranial lesions. *Mayo Clin Proc, 61*(1), 20-7.

114. Kelly, P. J., et al. (1986). Computer-assisted stereotaxic laser resection of intra-axial brain neoplasms. *J Neurosurg, 64*(3), 427-39.

115. Kelly, P. J. (1986). Applications and methodology for contemporary stereotactic surgery. *Neurol Res, 8*(1), 2-12.

116. Nolte, L. P. & Langlotz, F. (1999). Intraoperative Navigationssysteme. *Trauma Berufskrankheiten,* (1), 108-115.

117. Tonetti, J., et al. (2001). Clinical validation of computer assisted pelvic surgery using ultrasound. A percutaneous safe technique with low radiation exposure. *Stud Health Technol Inform, 81,* 515-20.

118. Lindseth, F., et al. (2002). Accuracy evaluation of a 3D ultrasound-based neuronavigation system. *Comput Aided Surg*, *7*(4), 197-222.

119. Samset, E., et al. (2002). A virtual environment for surgical image guidance in intraoperative MRI. *Comput Aided Surg*, *7*(4), 187-96.

120. Hill, D. L., et al. (1997). Feasibility study of magnetic resonance imaging-guided intranasal flexible microendoscopy. *Comput Aided Surg*, *2*(5), 264-75.

121. http://www.robodoc.com/eng/robodoc.html. Integrated Surgical Systems, Inc. (Zugriff: 25.9.2007).

122. http://www.brainlab.com (Zugriff: 21.9.2007).

123. http://www.bvmed.de/bilderpool/Produkte/bilder_allgemein. (Zugriff: 17.9.2007).

124. Gebhard, F., Kinzl, L., & Arand, M. (2000). Limits of CT-based computer navigation in spinal surgery. *Unfallchirurg*, *103*(8), 696-701.

125. Gebhard, F., Kinzl, L., & Arand, M. (2000). Computerassistierte Chirurgie. *Unfallchirurg*, *103*(8), 612-7.

126. http://www.medical.siemens.com (Zugriff: 17.9.2007).

127. Schlenzka, D., Laine, T. & Lund, T. (2000). Computer-assisted spine surgery. *Eur Spine J, 9* Suppl 1, 57-64.

128. Rampersaud, Y. R., Simon, D. A., & Foley, K. T. (2001). Accuracy requirements for image-guided spinal pedicle screw placement. *Spine, 26*(4), 352-9.

129. Schwarzenbach, O. et al. (1997). Accuracy of computer-assisted pedicle screw placement. An in vivo computed tomography analysis. *Spine, 22*(4), 452-8.

130. Merloz, P. et al. (1998). Computer-assisted spine surgery. *Comput Aided Surg, 3*(6), 297-305.

131. Nolte, L. P., et al., Computer-aided fixation of spinal implants. (1995). *J Image Guid Surg*, *1*(2), 88-93.

132. Laine, T., et al. (2000). Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomized controlled clinical study in 100 consecutive patients. *Eur Spine J*, *9*(3), 235-40, discussion 241.

133. Arand, M., et al. (2001). Precision analysis of navigation-assisted implanted thoracic and lumbar pedicle screws. A prospective clinical study. *Unfallchirurg, 104*(11), 1076-81.

134. Gebhard, F., et al. (2004). Navigation at the spine. *Injury, 35,* Suppl 1, S-A35-45.

135. Grützner, A., Beutler, A. G. T., Wendl, K., von Recum, J., Wentzensen, A. & Nolte, L.-P. (2004). Navigation an der Brust und Lendenwirbelsäule mit dem 3D-Bildwandler. *Chirurg 2004,* (75), 967–975.

136. Foley, K. T., Simon, D. A., & Rampersaud, Y. R. (2001). Virtual fluoroscopy: computer-assisted fluoroscopic navigation. *Spine, 26*(4), 347-51.

137. Hofstetter, R. et al. (1999). Fluoroscopy as an imaging means for computer-assisted surgical navigation. *Comput Aided Surg*, *4*(2), 65-76.

138. Nolte, L. P. et al. (2000). A new approach to computer-aided spine surgery: fluoroscopy-based surgical navigation. *Eur Spine J*, *9,* Suppl 1, S78-88.

139. Joskowicz, L. et al. (1998). FRACAS: a system for computer-aided image-guided long bone fracture surgery. *Comput Aided Surg, 3*(6), 271-88.

140. Schep, N. W. et al. (2002). Validation of fluoroscopy-based navigation in the hip region: What you see is what you get? *Comput Aided Surg*, *7*(5), 279-83.

141. Grützner P. A., Bock, F. J., & Wentzensen, A. (2003). Rechnergestützte weniger invasive Verfahren bei Osteosynthesen am Becken. *OP-Journal, 19,* 168-173.

142. Erdmenger, U. , *Privatfoto 22.3.2003*

143. Gebhard, F., et al. (2001). Computer assisted surgery, 2001 development and prospects. Results of a congress at Reisensburg Castle, 23-24 November 2000. *Orthopade, 30*(9), 666-71.

144. Heiland, M., et al. (2004). Intraoperative 3D imaging of the facial skeleton using the SIREMOBIL Iso-C3D. *Dentomaxillofac Radiol, 33*(2), 130-2.

145. Heiland, M., et al. (2003). 3D-imaging of the facial skeleton with an isocentric mobile C-arm system (Siremobil Iso-C3D). *Dentomaxillofac Radiol, 32*(1), 21-5.

146. Arand, M., Kinzl, L., & Gebhard, F. (2004). Computer-guidance in percutaneous screw stabilization of the iliosacral joint. *Clin Orthop Relat Res,* (422), 201-7.

147. Ballantyne, G. H. (2002). Robotic surgery, telerobotic surgery, telepresence, and telementoring. Review of early clinical results. *Surg Endosc, 16*(10), 1389-402.

148. Bernsmann, K. et al. (2001). Anwendung eines CAS-Systems in der Arthroskopischen Kreuzbandchirurgie - Adaptation und Applikation in der klinischen Praxis. *Z Orthop Ihre Grenzgeb, 139*(4), 346-51.

149. Borner, M., Lahmer, A., & Wiesel, U. (1999). Computer-assisted surgery for hip endoprothesis. *Z Arztl Fortbild Qualitatssich, 93*(4), 253-8.

150. Di Gioia, A. M., & Nolte, L. P. (2002). The challenges for CAOS: what is the role of CAOS in orthopaedics? *Comput Aided Surg*, *7*(3), 127-8.

151. Gebhard, F., Kinzl, L., & Arand, M. (2003). Navigation-Erfahrung zu Kosten und Nutzen Präzision rechnergestützter Verfahren. *Trauma Berufskrankheiten,* Vol.6, Suppl. 1, July 2004, S.202-206

152. Grutzner, P. A. et al. (2004). C-arm based navigation in total hip arthroplasty-background and clinical experience. *Injury, 35,* Suppl 1, S-A90-5.

153. Grutzner, P. A. & Suhm, N. (2004). Computer aided long bone fracture treatment. *Injury, 35* Suppl 1, S-A57-64.

154. Hüfner, T., et al. (2004). Which navigation when? *Injury, 35,* Suppl 1, S-A30-4.

155. Suhm, N., et al. (2000). Surgical navigation based on fluoroscopy-clinical application for computer-assisted distal locking of intramedullary implants. *Comput Aided Surg*, *5*(6), 391-400.

156. Specht, L. M. & Koval, K. J. (2001). Robotics and computer-assisted orthopaedic surgery. *Bull Hosp Jt Dis, 60*(3-4), 168-72.

157. Langlotz, F., et al. (1998). Computer assistance for pelvic osteotomies. *Clin Orthop*, (354), 92-102.

158. Hüfner, T., et al. (2003). Navigated reposition of transverse acetabulum fractures. A precision analysis. *Unfallchirurg*, *106*(11), 968-74.

159. Hüfner, T. et al. (2003). Computer assisted pelvic surgery: registration based on a modified external fixator. *Comput Aided Surg*, *8*(4), 192-7.

160. Stockle, U., et al. (2000). Screw fixation of acetabular fractures. *Int Orthop*, *24*(3), 143-7.

161. Stockle, U., et al. (2003). CT and fluoroscopy based navigation in pelvic surgery. *Unfallchirurg*, *106*(11), 914-20.

162. Börner, M., & Wiesel, U. (1999). Einsatz computergestützter Verfahren in der Unfallchirurgie. *Trauma Berufskrankheiten,* (1), 85-90.

163. Gebhard, F., et al. (2001). Computer-assisted surgery: developments and prospects in 2001. Results of a workshop at Schloss Reisenburg, 23-24 November 2000. *Unfallchirurg*, *104*(8), 782-8.

164. Hilgert, R. E., Finn, J. & Egbers, H. J. (2005). Technique for percutaneous iliosacral screw insertion with conventional C-arm radiography. *Unfallchirurg*, *108*(11), 954, 956-60.

165. LPS, L.f.P.u.S.B. (2007). *Kursunterlagen Grund- und Spezialkurs Strahlenschutz*.

166. Ewen, K. (1997). *Moderne Bildgebung*. RRR: Referenz-Reihe Radiologische Diagnostik: Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York.

167. Hüfner, T., Citak, M., Kfuri, M., Kendoff, D., Geerling, J. & Krettek, C. (2004). *Navigierte perkutane Beckenverschraubungen - Vergleich der Präzision und die klinische Problematik zwischen CT-, Fluoroskopie- und ISO -C 3D Navigation - Eine Experimentelle Studie*. 68. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, Berlin, 19.-23.10.2004. Düsseldorf, Köln: German Medical Science; 2004. Doc 04dguJ5-342

168. Taller, S., et al. (2003). 100 CT-guided pelvic operations. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, *70*(5), 279-84.

169. Stockle, U., et al. (2000). Dorsal oblique pelvic fixator: development and biomechanical testing. *Unfallchirurg*, *103*(8), 618-25.

170. Euler, E., et al. (2002). Initial Clinical Experiences with the SIREMOBIL Iso-C3D. *Electromedica*, *70*(1), 48-51.

171. Kotsianos, D., et al. (2002). Detection of tibial condylar fractures using 3D imaging with a mobile image amplifier (Siemens ISO-C-3D): Comparison with plain films and spiral CT. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr*., *174*(1), 82-7.

172. Feldkamp, L. A., Davis, L.C. & Kress, J. W. (1984). Practical cone-beam algorithms. *J Opt Soc Am A*, *6*, 612-619.

173. Grass, M., et al. (1999). Three-dimensional reconstruction of high contrast objects using C-arm image intensifier projection data. *Comput Med Imaging Graph*, *23*(6), 311-21.

174. Ritter, D., Mitschke, M., Graumann, R. (2002). Markerlose Navigation mit der intraoperativen Bildgebungsmodalität Siremobil Iso-C3D. *Electromedica*, *70*(1), 47-52.

175. Wieners, G., et al. (2005). Comparison of radiation dose and image quality of Siremobil-IsoC(3D) with a 16-slice spiral CT for diagnosis and intervention in the human pelvic bone. *Rofo*, *177*(2), 258-64.

176. Grutzner, P. A., et al. (2002). Computer-assisted screw osteosynthesis of the posterior pelvic ring. Initial experiences with an image reconstruction based optoelectronic navigation system. *Unfallchirurg*, *105*(3), 254-60.

177. Routt, M. L. Jr., Simonian, P. T. & Mills, W. J. (1997). Iliosacral screw fixation: early complications of the percutaneous technique. *J Orthop Trauma*, *11*(8), 584-9.

178. Berlemann, U., et al. (1997). Planning and insertion of pedicle screws with computer assistance. *J Spinal Disord*, *10*(2), 117-24.

179. Laine, T., et al. (1997). Improved accuracy of pedicle screw insertion with computer-assisted surgery. A prospective clinical trial of 30 patients. *Spine*, *22*(11), 1254-8.

180. Ziran, B. H., et al. (2003). Iliosacral screw fixation of the posterior pelvic ring using local anaesthesia and computerized tomography. *J Bone Joint Surg Br*, *85*(3), 411-8.

181. Rubberdt, A., et al. (2006). The clinical use of the ISO-C(3D) imaging system in calcareous fracture surgery. *Unfallchirurg*, *109*(2), 112-8.

182. Link, T. M., et al. (2000). CT of metal implants: reduction of artifacts using an extended CT scale technique. *J Comput Assist Tomogr*, *24*(1), 165-72.

183. Robertson, D. D., et al. (1997). Total hip prosthesis metal-artifact suppression using iterative deblurring reconstruction. *J Comput Assist Tomogr, 21*(2), 293-8.

184. Wang, G., Frei, T. & Vannier, M. W. (2000). Fast iterative algorithm for metal artifact reduction in X-ray CT. *Acad Radiol, 7*(8), 607-14.