

UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF

Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und
Nuklearmedizin

Direktor: Professor Dr. med. G. Adam

Stufenweise Strahlendosisreduktion in der Computertomographie des knöchernen Beckens im Leichenmodell unter Verwendung eines iterativen Rekonstruktionsalgorithmus

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von:

Laurens Alexander Intert
aus Kiel

Hamburg 2020

**Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: 08.09.2021**

**Veröffentlicht mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.**

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende:

Prof. Dr. Stefan Bonn

Prüfungsausschuss, zweite/r Gutachter/in:

PD Dr. Azien Quitzke

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	5
1.1 Epidemiologie von Beckenfrakturen	5
1.2 Diagnostik.....	6
1.2.1 Klinische Untersuchung als Basisdiagnostik.....	6
1.2.2 Projektionsradiographie	7
1.2.3 Bedeutung der Computertomographie bei der Diagnostik von Beckentraumata	8
1.3 Kollektive Strahlenbelastung durch CT	10
1.4 Strahlenwirkung und Strahlenschutz	11
1.5 Möglichkeiten zur Reduktion der Strahlenbelastung bei CT-Untersuchungen.. ..	12
1.5.1 Reduktion der Strahlendosis durch Modulation technischer Parameter.....	12
1.5.2 Rekonstruktionsalgorithmen.....	14
1.5.2.1 iDose ⁴	16
1.6 Zielsetzung	18
2 Material und Methoden	20
2.1 Studienpopulation.....	20
2.2 Niedrigdosis-CT-Protokolle	22
2.3 Bildrekonstruktion	24
2.4 Berechnung der Strahlendosis	25
2.5 Quantitative Analyse	27
2.6 Qualitative Analyse	29
2.7 Statistische Analyse.....	31
3 Ergebnisse	33
3.1 Strahlendosis.....	33
3.2 Quantitative Auswertung	34
3.3 Detailerkennbarkeit der anatomischen Strukturen	37
3.3.1 Vorderer Beckenring	38
3.3.2 Hinterer Beckenring und Iliosakralgelenk (ISG).....	41
3.3.3 Azetabulum.....	44
3.4 Diagnostische Annehmbarkeit der CT-Bilder	47
4. Diskussion	50
4.1 Durchführbarkeit und Ausmaß der Dosisreduktion.....	51
4.2 Vergleich mit entsprechender Studienlage	56

4.3	Kritische Auseinandersetzung mit dem Studiendesign	57
4.4	Schlussfolgerung	62
5.	Zusammenfassung	63
6.	Abstract	65
7.	Abkürzungsverzeichnis.....	66
8.	Literaturverzeichnis	67
9.	Abbildungsverzeichnis	74
10.	Tabellenverzeichnis	76
11.	Danksagung.....	77
12.	Lebenslauf	79
13.	Eidesstattliche Erklärung	80

1. Einleitung

1.1 Epidemiologie von Beckenfrakturen

Beckenfrakturen haben eine Inzidenz von 23/100.000 und betreffen vorwiegend ältere Patienten (Balogh et al. 2007; Brouwers et al. 2018). Dabei wird hinsichtlich des Unfallmechanismus zwischen sogenannten hochenergetischen und niedrigenergetischen Beckenverletzungen unterschieden. Hochenergetische Verletzungen entstehen durch Kräfte zwischen 2.000 und 10.000 Newton, wohingegen niedrigenergetische Beckenverletzungen laut der WHO einem Sturz aus dem aufrechten Stand oder geringeren Traumata entsprechen (Rommens und Wagner 2012; National Institute for Health and Care Excellence (UK) 2017). Die hochenergetischen Beckenverletzungen entstehen vor allem infolge von Verkehrsunfällen, Quetschungstraumata und Stürzen aus großen Höhen und betreffen vorwiegend jüngere Patienten (Pisquiy et al. 2020). Beckenfrakturen durch Hochrasanztraumata weisen eine hohe Mortalität von 10 % auf (Burgess 2010). Diese ist neben der pelvinen Instabilitätsgefahr einerseits auch durch mögliche schwerwiegende assoziierte Gefäßverletzungen des Plexus venosus sacralis und der Iliakalgefäße bedingt (Grieser 2020; Schweigkofler et al. 2018).

Osteoporotische Frakturen und Insuffizienzfrakturen, welche in Form eines Ermüdungsbruches auch bei Kindern, Schwangeren und Sportlern auftreten können, zählen zu den niedrigenergetischen Beckenverletzungen (Stuby et al. 2013). Niedrigenergetische Beckenfrakturen werden durch klinische Untersuchungen allein und auch durch zusätzliche konventionelle Röntgenuntersuchungen oft nicht oder spät erkannt (Pehle et al. 2003; Schicho et al. 2016; Berg et al. 1996). In der Folge können sie bei älteren Patienten zu einer durch chronische Schmerzen oder neurologische Defizite verursachten deutlich eingeschränkten Mobilität führen, welche wiederum die

Lebenserwartung einschränkt. So leben ein Jahr nach einer Beckenfraktur noch 86,7 % und fünf Jahre danach nur noch 45,6 % der Patienten (Nüchtern et al. 2015; Hill et al. 2001).

Es gilt daher, die Verletzung mithilfe eines geeigneten diagnostischen Schemas möglichst schnell und zuverlässig zu erfassen, um die Prognose für den Patienten durch eine gezielte Therapie effektiv zu verbessern.

1.2 Diagnostik

1.2.1 Klinische Untersuchung als Basisdiagnostik

Die klinische Untersuchung des Beckens ist im Rahmen der Basisdiagnostik als erste diagnostische Maßnahme allgemein anerkannt. Dabei werden manuell die Kompressions- und die Distaktionsstabilität des Beckens überprüft (Pehle et al. 2003). Die Sensitivität (8-59 %) und die Spezifität (71-99 %) der klinischen Untersuchung sind niedrig und zeigen auf, dass die manuelle Stabilitätsprüfung als alleinige diagnostische Maßnahme nicht ausreichend verlässlich ist (Schweigkofler et al. 2018; Pehle et al. 2003; Shlamovitz et al. 2009; Grant 1990). Sie hat ihren Nutzen vor allem in der Detektion schwerer Verletzungsmuster wie einer instabilen Beckenringfraktur. In diesem Kontext hat die klinische Untersuchung einen besonders hohen Stellenwert, da sie bereits die Triage bestimmen kann (Pehle et al. 2003). Dennoch gilt für viele Typen der Beckenfrakturen, vor allem für die meistens stabilen osteoporotischen und Insuffizienzfrakturen, dass eine niedrige Sensitivität besteht und die klinische Untersuchung allein nicht ausreicht (Shlamovitz et al. 2009).

1.2.2 Projektionsradiographie

Neben der klinischen Untersuchung gehört die radiologische Bildgebung zur Standarddiagnostik bei Verdacht auf eine Beckenfraktur (Mandell et al. 2018). Zur Basisdiagnostik werden zunächst projektionsradiographische Aufnahmen des gesamten Beckens im anterior-posterioren Strahlengang durchgeführt (Grieser 2020; Pehle et al. 2003; Mandell et al. 2018). Die Detektion vorderer Beckenringfrakturen ist mit einer Sensitivität von 66-78 % und einer Spezifität von 90-98 % als zuverlässig anzusehen, wohingegen die Sensitivität von 10,5-53 % bei einer Spezifität von 99 % für die Erkennung einer hinteren Beckenringfraktur als unzureichend anzusehen ist (Schicho et al. 2016; Berg et al. 1996; Lampart et al. 2019; Guillaumondegui et al. 2002). Scheyerer et al. stellten fest, dass Frakturen des vorderen Beckenringes fast nie isoliert vorkommen. Sie treten in 96,8 % der Fälle mit assoziierten Verletzungen des hinteren Beckenringes auf (Scheyerer et al. 2012). Dies wird durch Nüchtern et al. untermauert, die in ihrer Arbeit bei 80 % der Patienten mit einer Fraktur des vorderen Beckenringes eine zusätzliche Fraktur des hinteren Beckenringes diagnostizierten (Nüchtern et al. 2015). Die geringe diagnostische Genauigkeit der zweidimensionalen radiologischen Bildgebung zeigt sich vor allem bei der Diagnostik von Frakturen des hinteren Beckenringes und bei Insuffizienzfrakturen, da bei diesen meist keine dislozierte Fraktur vorliegt und auch die Darm- und Darmgasüberlagerung die Beurteilung des hinteren Beckenringes erschwert (Nüchtern et al. 2015). Das häufige assoziierte Auftreten dieser Frakturen mit anderen Beckenverletzungen zeigt auch hier die Notwendigkeit einer geeigneteren diagnostischen Methode auf, da diese im Gegensatz zu isolierten Frakturen des vorderen Beckenringes oft weiterführender Therapie bedürfen (Rommens und Wagner 2012; Scheyerer et al. 2012).

1.2.3 Bedeutung der Computertomographie bei der Diagnostik von Beckentraumata

Sowohl im Falle eines Hochrasanztraumas als auch bei Verdacht auf eine niedrigenergetische Beckenfraktur dient die Computertomographie (CT) als Goldstandard der Bildgebung. Die CT weist bei der Diagnostik von Beckenfrakturen sowohl bei der Sensitivität als auch bei der Spezifität Werte von nahezu 100 % auf und ist damit der projektionsradiographischen Aufnahme deutlich überlegen (Coccolini et al. 2017).

Die S3-Leitlinie Polytrauma / Schwerverletzten-Behandlung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie empfiehlt im Rahmen der Diagnostik von Schwerverletzten, eine Ganzkörper-CT vom Kopf bis zum Becken mit traumaspezifischem Protokoll durchzuführen. Bei erwachsenen Patienten ist die Indikation dazu gegeben, wenn eine Störung der Vitalparameter vorliegt, der Unfallmechanismus bestimmte Kriterien erfüllt (z.B. Unfallbeteiligung als Fahrradfahrer oder Fußgänger) oder mindestens zwei relevante Körperregionen verletzt sind. Außerdem wird vor allem bei hämodynamisch instabilen Schwerverletzten empfohlen, die Kontrastmittel gestützte Ganzkörper-CT durchzuführen, um relevante Blutungen zeitnah zu erkennen (Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie 2016).

Diese Empfehlungen betreffen auch hochenergetische Beckenfrakturen, da hier möglicherweise assoziierte Gefäß- oder Eingeweideläsionen potenziell letal sind und schnell erkannt werden müssen.

Auch für niedrigenergetische Beckenverletzungen hat die CT bei der Diagnostik eine entscheidende Bedeutung, da die manuelle klinische Untersuchung sowie die projektionsradiographischen Aufnahmen nicht ausreichend zuverlässig sind. Laut einer

Studie von Schweigkofler et al. würden mehr als zwei Drittel aller instabilen Beckenfrakturen übersehen werden, wenn sich der Behandler lediglich auf die klinische Untersuchung verlasse (Schweigkofler et al. 2018). Patienten, bei denen die manuelle Stabilitätsprüfung und die projektionsradiographische Aufnahme unauffällig sind, die jedoch klinische Anzeichen einer Beckenfraktur zeigen, sollten daher einer CT-Untersuchung unterzogen werden. Typische Symptome und Hinweise auf eine Insuffizienzfraktur sind Belastungsschmerzen im Bereich der Symphyse, tiefe Rückenschmerzen mit oder ohne Ausstrahlung ins Bein oder Druckschmerzen im Bereich des lateralen Os sacrum und des Iliosakralgelenkes (Stuby et al. 2013). Daneben sollte bei unauffälligem hinteren Beckenring, wenn bereits eine Fraktur des vorderen Beckenringes festgestellt wurde, eine CT durchgeführt werden, um assoziierte dislozierte Frakturen zu entdecken, da Frakturen des vorderen Beckenringes fast nie isoliert auftreten (Nüchtern et al. 2015; Scheyerer et al. 2012).

1.3 Kollektive Strahlenbelastung durch CT

Die CT wurde im Jahr 1972 in die klinische Diagnostik eingeführt (Ambrose 1973). Seitdem hat sie sich durch stetige Innovationen im Bereich der CT-Technologie und auch der Hard- und Software zu einem effizienten und unverzichtbaren diagnostischen Verfahren entwickelt (Willeminck und Noël 2019). Der große medizinische Nutzen der CT bei einer Vielzahl von verschiedenen Indikationen führte zu einer stetigen Zunahme der jährlich durchgeführten CT-Untersuchungen. Nach Angaben des Bundesamtes für Strahlenschutz lag diese Zunahme in Deutschland zwischen 2007 und 2015 bei 40 % (Bundesamt für Strahlenschutz 2018a). Zeitgleich steigt jedoch auch die hieraus resultierende Strahlenbelastung der untersuchten Patienten (Brenner und Hall 2007). Mettler et al. proklamierten 2007, dass sich der Anteil der weltweiten jährlichen mittleren effektiven Dosis in den vorangegangenen 10-15 Jahren verdoppelt habe (Mettler et al. 2008). Auch in Deutschland wird die durch CT-Untersuchungen erhöhte Strahlenbelastung als relevanter Anteil an der Gesamtdosis medizinischer Anwendungen vom Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) in seinen Berichten beobachtet. Die mittlere effektive Dosis infolge von allgemeinen Röntgenanwendungen belief sich für das Jahr 2014 auf 1,6 mSv pro Einwohner. Diese ist über den Beobachtungszeitraum von 2007 bis 2014 parallel zu der allein durch CT-Untersuchungen verursachten effektiven Dosis angestiegen, während die meisten anderen Arten der medizinischen Anwendung von Röntgenstrahlen eine abnehmende Tendenz aufwiesen.

Im Vergleich zu den übrigen medizinischen Anwendungen von Röntgenstrahlen nahmen die CT-Untersuchungen mit 40 % am meisten zu. Obwohl die CT-Untersuchungen nur 8 % aller medizinischen Anwendungen von Röntgenstrahlen ausmachen, tragen sie mit 64 % am meisten zur kollektiven effektiven Strahlendosis bei (Bundesamt für Strahlenschutz 2018b).

1.4 Strahlenwirkung und Strahlenschutz

Im Strahlenschutz unterscheidet man zwischen stochastischer und deterministischer Strahlenwirkung. Beide Kategorien von Schadenstypen haben grundsätzlich verschiedene Dosis-Wirkungsbeziehungen. Bei den deterministischen Strahlenwirkungen muss zunächst eine Schwellendosis überschritten werden, bevor gesundheitliche Effekte wie Erytheme, Haarausfall oder eine verminderte Blutbildung auftreten und der Schweregrad dieser Effekte nimmt mit steigender Dosis zu (Engl.: „linear threshold“, linear mit Schwellenwert). Die deterministischen Strahlenwirkungen treten bei hohen Dosiswerten auf und sind in der medizinischen Strahlenanwendung vorwiegend in der Radiotherapie und für gewöhnlich nicht in der diagnostischen Bildgebung anzutreffen.

In der diagnostischen Medizin wird von einem stochastischen Modell ausgegangen. Bei den stochastischen Effekten wird davon ausgegangen, dass es keine Schwellendosis gibt und dass die Wahrscheinlichkeit des Eintretens mit steigender Dosis linear zunimmt (Engl.: „linear no threshold“, linear ohne Schwellenwert). Auch bei niedrigen Strahlendosen können bereits Wirkungen auftreten, wenn auch mit geringerer Wahrscheinlichkeit als bei höheren Dosen. Zu diesen Wirkungen zählt in erster Linie die Krebsentstehung als Folge der Entartung einzelner Zellen. Bereits die maligne Transformation einer einzigen Zelle kann Krebs induzieren. Eine gesteigerte Exposition mit ionisierenden Strahlen im Zuge vermehrter Strahlenbelastung durch CT-Untersuchungen erhöht demnach das Krebsrisiko (Bundesamt für Strahlenschutz 2018a).

Die Internationale Strahlenschutzkommission (ICRP) schreibt in ihren Empfehlungen zum Umgang mit ionisierender Strahlung, dass das Risiko, einen durch ionisierende Strahlung hervorgerufenen Schaden wie Krebs zu erleiden, bei 5% pro Sv liegt (ICRP

2007). Daher sollte nach dem sogenannten ALARA-Prinzip (Engl.: ALARA = „as low as reasonably achievable“, so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar) die Strahlendosis unter der Prämisse eines verwertbaren Ergebnisses so gering wie möglich gehalten werden, um das Risiko stochastischer Strahlenschäden zu minimieren (Oestreich 2014; Little et al. 2018). Sofern sich Röntgenuntersuchungen nicht vermeiden lassen, ist der Arzt verpflichtet, die Strahlendosis so niedrig wie möglich zu halten, ohne dabei die diagnostische Aussagekraft der Untersuchung signifikant einzuschränken (Bundesamt für Strahlenschutz 2018b).

1.5 Möglichkeiten zur Reduktion der Strahlenbelastung bei CT-Untersuchungen

Bei der CT handelt es sich verglichen mit konventionellen Röntgenaufnahmen um ein Schnittbildverfahren. Beide Verfahren basieren auf der Anwendung von Röntgenstrahlen, aber die Dosisberechnung ist aufgrund der größeren Komplexität der CT im Vergleich zum konventionellen Röntgen von weiteren Faktoren abhängig. Tendenziell ist die effektive Dosis bei der CT höher als bei konventionellen Röntgenaufnahmen (Mettler et al. 2008). Die höhere Komplexität der CT bietet in diesem Zusammenhang verschiedene Möglichkeiten der Modulation, um eine Reduktion der effektiven Strahlendosis zu erzielen.

1.5.1 Reduktion der Strahlendosis durch Modulation technischer Parameter

Technische Parameter wie das Röhrenstrom-Zeit-Produkt, die Röhrenspannung, die Scanlänge und der Pitch (Vorschub des CT-Tisches pro Röhrenumdrehung dividiert

durch die Breite des Strahlenfächers) können durch individuelle Einstellung zu einer Reduktion der Strahlendosis führen (McCollough 2008; Euler et al. 2014).

Senkt man beispielsweise die Röhrenspannung, führt dies zu einer verringerten effektiven Dosis für den Patienten. Die Strahlendosis ist hierbei ungefähr proportional zum Quadrat der Röhrenspannung (Euler et al. 2014).

Die automatische Röhrenspannungsmodulation kompensiert die unterschiedlichen Volumina des menschlichen Körpers in der Längsachse. Hierbei wird die Röhrenspannung von einem durch den Behandler festgelegten Startwert an den individuellen Durchmesser und die Dichte der einzelnen Schichten angepasst. Dadurch wird das durch niedrigere Röhrenspannung zunehmende Bildrauschen durch eine Modulation auf einen konstanten Wert für die gesamte Untersuchung kompensiert (McCollough 2008; Euler et al. 2014).

Auch eine Absenkung des Röhrenstrom-Zeit-Produktes führt zu einer Reduktion der effektiven Dosis (McCollough 2008; Euler et al. 2014). Die Strahlendosis ist hierbei direkt proportional zum Röhrenstrom-Zeit-Produkt (Maldjian und Goldman 2013). Insgesamt führt die Absenkung des Röhrenstrom-Zeit-Produktes und auch der Röhrenspannung jedoch zu einem erhöhten Bildrauschen. Halbiert man beispielsweise das Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 400 auf 200 mAs, reduziert sich die effektive Dosis um 50 %, aber das Bildrauschen steigt gleichzeitig um 41 %. Das gesteigerte Bildrauschen bei der Absenkung der Röhrenspannung kann auf technischer Ebene lediglich durch einen Anstieg des Röhrenstrom-Zeit-Produktes kompensiert werden, was wiederum die effektive Dosis erhöht (Maldjian und Goldman 2013).

Eine praktikable Möglichkeit zur Dosisersparung ist die Reduktion der Scanlänge. Die Scanlänge soll ausschließlich denjenigen Körperbereich abdecken, der für die Beantwortung der klinischen Fragestellung notwendig ist (Euler et al. 2014).

Erhöht man den Pitch-Wert, nimmt die Scanzeit und damit die Strahlendosis ab. Wenn alle anderen Parameter konstant gehalten werden, nimmt die Strahlendosis umgekehrt proportional zum Pitch-Wert ab. Nachteilig bei dieser Methode sind ein zunehmendes Bildrauschen und eine vergrößerte effektive Schichtdicke. Multidetektor-Computertomographie-Scanner (MDCT), die eine Software zur automatischen Expositionskontrolle nutzen, kompensieren das durch die Erhöhung des Pitch-Wertes gesteigerte Bildrauschen, indem sie automatisch die Röhrenstromstärke erhöhen. Mit dieser Einstellung ist die Erhöhung des Pitch-Wertes keine geeignete Methode zur Reduktion der Strahlendosis, da diese durch das erhöhte Röhrenstrom-Zeit-Produkt wieder ansteigt (Euler et al. 2014; Maldjian und Goldman 2013).

Zusammenfassend sind diese Maßnahmen ohne Ausnahme durch eine Zunahme des Bildrauschens limitiert. Eine Dosisreduktion, die ausschließlich durch die Modulation technischer Parameter erzielt wird, beeinträchtigt also durch das verstärkte Bildrauschen gleichsam die Bildqualität, was wiederum den diagnostischen Wert der Aufnahme beeinträchtigen kann.

1.5.2 Rekonstruktionsalgorithmen

Bereits die ersten CT-Scanner in den 1970er Jahren nutzten Software mit iterativen Rekonstruktionsalgorithmen (Gordon et al. 1970). Dieses Verfahren ermöglicht eine Nachbearbeitung zur Reduktion des Bildrauschens und der Artefakte durch sich wiederholende (Latein: iterare = wiederholen) Berechnungen der primär akquirierten Rohdaten. Aufgrund einer Vielzahl von simulierten Korrekturprojektionen, durch die die Bilder mittels einer Reduktion des Bildrauschens und der Artefakte aus den primär akquirierten Rohdaten nachträglich verbessert werden, ist bei Verfahren, die die iterative Rekonstruktion (IR) nutzen, eine hohe Rechenleistung der Computer notwendig (Stiller

2018). Die hierfür notwendige Rechenleistung stand zur Zeit der Einführung der CT in die klinische Medizin noch nicht zur Verfügung. Dieser Umstand verhinderte den klinischen Einsatz der IR. Stattdessen etablierte sich ein Bildrekonstruktionsverfahren, das auf gefilterter Rückprojektion (Engl.: filtered back projection = FBP) der Rohdaten basiert (Willeminck und Noël 2019; Geyer et al. 2015). Es handelt sich um einen analytischen Bildrekonstruktionsalgorithmus (Euler et al. 2014). Bei diesem Verfahren werden CT-Schichten aus den Projektionsdaten (Sinogram) rekonstruiert, indem ein Hochpassfilter auf das Schwächungsprofil im Frequenzraum angewendet wird, auf den ein Schritt der Rückprojektion der gefilterten Daten über das zu berechnende Bild folgt (Willeminck und Noël 2019). Der Vorteil der FBP liegt primär darin, dass die CT-Rohdaten in kurzer Rekonstruktionszeit zu einer akzeptablen Bildqualität umgewandelt werden. Nachteilig ist, dass insbesondere in dosisreduzierten CT-Protokollen ein verstärktes Bildrauschen und Artefakte auftreten und in speziellen klinischen Szenarien eine schlechte Niedrigkontrastauflösung zu beobachten ist (Geyer et al. 2015; Sagara et al. 2010). Das kommt dadurch zustande, dass der Algorithmus der FBP fälschlicherweise die Daten aus allen abgewinkelten Röntgenprojektionen als gleichermaßen valide und absolut frei von Bildrauschen annimmt (Sagara et al. 2010).

Innovationen im Bereich der Computertechnologie, die den flächendeckenden Einsatz von Computern mit hoher Rechenleistung ermöglichten, führten 2009 zur klinischen Implementierung des ersten kommerziellen IR-Algorithmus. Daraufhin folgten viele fortschrittliche IR-Algorithmen unterschiedlicher Hersteller mit dem Ziel, Niedrigdosis-CT-Protokolle mit einer hohen diagnostischen Bildqualität zu ermöglichen (Willeminck und Noël 2019). Im Vergleich zur FBP ermöglichen diese IR-Algorithmen eine simultane Reduktion des Bildrauschens und eine Verbesserung der Bildqualität bei gleichzeitiger Anwendung eines dosisreduzierten CT-Protokolls (Stiller 2018). Derzeit ist eine Vielzahl verschiedener IR kommerziell verfügbar. Sie können je nach der Quelle

ihrer Datenakquisition in drei Kategorien unterteilt werden. Die am seltensten vorkommende IR-Methode verwendet nur die Bilddaten aus der FBP. Sie rekonstruiert sehr schnell und reduziert das Bildrauschen effektiv, verbessert jedoch weder die Niedrigkontrasterkennbarkeit, noch die für FBP typischen Streifenartefakte (Nelson et al. 2011). Die für die klinische Implementierung bedeutenderen Kategorien der IR, die sich im Laufe der Zeit durchgesetzt haben, sind demnach die statistischen (hybride), welche sowohl mit den Rohdaten als auch mit den Bilddaten der FBP arbeiten, und die modellbasierten IR-Algorithmen, welche ausschließlich die Rohdaten zur Rekonstruktion akquirieren (Stiller 2018; Nelson et al. 2011).

Hybrid bedeutet in diesem Kontext, dass der Algorithmus sich aus einer iterativen Komponente zusammensetzt, die mit der Verarbeitung von FBP-Daten kombiniert wird. Bei der CT-Bildrekonstruktion können IR-Algorithmen als Optimierungsproblem definiert werden, bei dem das zu erstellende Bild die unbekannt optimale Lösung darstellt (Stiller 2018).

In dieser Studie wurde ausschließlich ein statistischer IR-Algorithmus verwendet, weshalb dieser im Folgenden näher erläutert wird.

1.5.2.1 iDose⁴

2010 wurde durch Philips Healthcare der hybride IR-Algorithmus iDose⁴ auf den Markt gebracht (Geyer et al. 2015). Wie bei allen hybriden Algorithmen zeichnet dieser sich durch eine getrennte Rekonstruktion der akquirierten Projektions- und Bilddaten aus (Stiller 2018).

Im ersten Schritt analysiert der iDose⁴-Rekonstruktionsalgorithmus die Projektionsdaten, um die durch ein besonders niedriges Signal-Rausch-Verhältnis (SNR = engl. signal to noise ratio) oder eine niedrige Photonenzahl entstandenen höchsten Rauschwerte zu

erkennen und zu korrigieren. Zu diesem Zweck wird auf jede Projektion ein Modell angewandt, das die tatsächliche Photonenstatistik beinhaltet (Geyer et al. 2015). Projektionen, die auf diesem Weg ermittelt werden, erhalten eine geringere Gewichtung im Vergleich zu Projektionen mit einer höheren SNR oder einer höheren Photonenzahl und haben damit einen geringeren Anteil an der Bildentstehung (Whiting et al. 2006). Diese angepasste Gewichtung führt in Kombination mit iterativen Rekonstruktionsprozessen zur Erhaltung der Objektkanten. Dieser Prozess stellt sicher, dass die Schwächungsgradienten der tiefer liegenden Strukturen beibehalten werden und die räumliche Auflösung unter einer erheblichen Reduktion des Bildrauschens ebenfalls erhalten bleibt. Erhöhte Rauschwerte, die nach diesem Schritt übrig bleiben, treten nur noch lokalisiert auf und können weiter reduziert werden, um die gewünschte Ebene der Dosisreduktion zu erreichen.

Der zweite Schritt besteht darin, die verbliebenen lokalisiert auftretenden erhöhten Rauschwerte mit dem Bilddatenraum zu vergleichen und so zu korrigieren. Dadurch werden Aufhärtungsartefakte verhindert und eine gute Bildqualität sichergestellt (Geyer et al. 2015). Das so entstehende Bild und dessen Rauschwerte werden weiterhin mit verschiedenen rauschfreien Strukturmodellen verglichen. Unter diesen wird das Modell ausgewählt, welches mit der lokalen Topographie des Bildvolumens am besten übereinstimmt. Dieses wird dann dazu verwendet, das Bildrauschen weiter zu reduzieren, während die ursprüngliche Anatomie oder Pathologie erhalten bleibt. Durch diese speziellen Methoden der Datenverarbeitung wird das Rauschen besser eliminiert als bei der FBP.

Unterteilt in sieben Stufen der Rauschreduktion kann das Bildrauschen bei iDose⁴ im Vergleich zur FBP um 11-55 % reduziert werden (Noël et al. 2011). Dies bietet ein vielversprechendes Potenzial, die Strahlendosis bei CT-Untersuchungen des Beckens

unter Gewährleistung einer diagnostisch ausreichenden Bildqualität maßgeblich zu reduzieren.

1.6 Zielsetzung

Das Bundesamt für Strahlenschutz gibt diagnostische Referenzwerte für CT-Untersuchungen des Beckens am Erwachsenen an. Als Referenzwert für die Diagnostik zur Beurteilung des knöchernen Beckens werden 3,4 mSv als effektive Dosis genannt (Bundesamt für Strahlenschutz 2016). Scheggerer et al. gaben 2017 in einer Veröffentlichung 4,5 mSv als durchschnittliche effektive Dosis bei Becken-CT-Untersuchungen in Deutschland an (Scheggerer et al. 2017). Um dem hippokratischen Prinzip „*primum non nocere*“ (lat. = Erstens, schade nicht) und dem ALARA-Prinzip zu folgen, sollte gerade bei zunehmenden CT-Untersuchungen die Strahlendosis verringert werden (Oestreich 2014).

Hinsichtlich der Strahlendosisreduktion der CT des Beckens gibt es bisher erst wenige Studien (Gurung et al. 2005; Wedegärtner 2004). Die genannten sind 15 (Gurung et al. 2005) beziehungsweise 16 (Wedegärtner 2004) Jahre alt und es wurden keine iterativen Rekonstruktionsalgorithmen angewandt (Gurung et al. 2005; Wedegärtner 2004). Wie bereits erwähnt führt jedoch eine Dosisreduktion durch die Modulation technischer Parameter zu einem erhöhten Bildrauschen und damit zu einer verminderten Bildqualität. Die Studienergebnisse sind also durch mittlerweile überholte CT-Technologien in Hard- und Software sowie durch geringe Fallzahlen in ihrer Aussagekraft für heutige Verhältnisse limitiert.

Eine häufige Limitation bei der Untersuchung neuer, dosisreduzierter CT-Protokolle ist der fehlende intraindividuelle Vergleich zweier CT-Protokolle an demselben Menschen, um die Ergebnisse unter idealen Bedingungen vergleichen zu können. Aus ethischen

Gründen verbietet es sich, intraindividuelle Vergleiche an lebenden Patienten durchzuführen. Dies ist hingegen bei der Untersuchung von Leichen möglich.

Der Einsatz von IR-Algorithmen in Kombination mit der experimentellen Modulation technischer Parameter durch Anwendung verschiedener CT-Protokolle in demselben Individuum stellt demnach einen methodisch wichtigen Ansatz dar, die Strahlendosis bei CT-Untersuchungen des Beckens unter Beibehaltung diagnostischer Qualität maximal herabzusenken.

Das Ziel dieser prospektiven Studie bestand entsprechend darin, mittels stufenweiser Absenkung des Röhrenstrom-Zeit-Produktes und Verwendung von IR unter Beibehaltung diagnostischer Bildqualität die maximal mögliche Dosisreduktion bei CT-Untersuchungen des Beckens im Leichenmodell zu ermitteln.

Dabei sollte die Bildqualität der verschiedenen CT-Dosisprotokolle unter Berücksichtigung folgender Aspekte evaluiert werden:

- a) Detailerkennbarkeit verschiedener anatomischer knöcherner Beckenstrukturen,
- b) Diagnostische Annehmbarkeit der CT-Bilder und
- c) objektives Bildrauschen.

2 Material und Methoden

Die Ethikkommission hat dem Antrag auf diese prospektive Studie wegen des anonymen Umgangs mit den Patientendaten zugestimmt (Püschel 2016).

2.1 Studienpopulation

Für die vorliegende Studie wurde zwischen Februar und Juni 2017 das knöcherne Becken von 25 Leichen, die vom Institut für Rechtsmedizin des Universitätsklinikums Eppendorf (UKE) in Hamburg zur Verfügung gestellt wurden, mittels CT untersucht. Von den 25 Leichen, die diese Studie umfasst, waren 15 weiblich und 10 männlich mit einer Altersspanne von 49 bis 97 Jahren. Der Altersdurchschnitt betrug $66,1 \pm 13,7$ Jahre. Das durchschnittliche Gewicht des Kollektivs lag bei $77,3 \pm 18,2$ kg mit einem Maximalgewicht von 104 kg und einem Minimalgewicht von 40,8 kg. Die durchschnittliche Größe der Leichen lag bei $171,4 \pm 8,9$ cm. Die Maximalgröße betrug 186 cm und die Minimalgröße lag bei 156 cm. Daraus ergibt sich ein mittlerer Body-Mass-Index von $26,1 \pm 4,9$ kg/m² mit einem Maximalwert von 34,7 kg/m² und einem Minimalwert von 15,9 kg/m². Zum Zeitpunkt der Untersuchung lag der Tod der Leichen im Durchschnitt $5,2 \pm 5,1$ Tage zurück. Der größte Abstand zwischen dem Tod eines Patienten und der Untersuchung (lat.: dies post mortem = DPM) lag bei 16 Tagen, der kleinste bei einem Tag. Eine übersichtliche Zusammenstellung der Daten kann **Tabelle 1** und **Tabelle 2** entnommen werden.

Einschlusskriterien für diese Studie waren die Volljährigkeit der Individuen sowie eine Zugehörigkeit zum „Post Mortem Learning Center“ (PMLC), das für die Weiterbildung und Forschung am UKE etabliert wurde. Das bedeutet, dass es sich bei den untersuchten Leichen entweder um sogenannte Körperspender oder um Verstorbene, die im

Zusammenhang mit Sektionen (gemäß Hamburger Sektionsgesetz) untersucht werden, handelte (Püschel 2016).

Ausschlusskriterien waren zugrundeliegende Knochenerkrankungen (z. B. Störungen des Knochenstoffwechsels oder im Knochen liegende Metastasen), schwere traumatische Verletzungen und metallische Implantate. Die Todesursache war in zehn Fällen unbekannt. Bei den übrigen 15 Leichen wurden in zwölf Fällen kardiovaskuläre und in drei Fällen pulmonale Erkrankungen als Todesursache ermittelt.

Tabelle 1. Demographie der Studienpopulation.

Anzahl	Geschlecht (Frauenanteil)	Alter [in Jahren]	DPM [in Tagen]
25	60 %	66,1 ± 13,7	5,2 ± 5,1

Tabelle 2. Körpermaße der Studienpopulation.

	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m²]
Maximalwert	186	104	34,7
Minimalwert	156	40,8	15,9
Durchschnitt	171,4 ± 8,9	77,3 ± 18,2	26,1 ± 4,9

2.2 Niedrigdosis-CT-Protokolle

Alle Untersuchungen wurden mit einem 256-Zeilen-Multidetektor-CT (Brilliance iCT, Philips Healthcare) durchgeführt. Die technischen Parameter der Untersuchungsprotokolle wurden wie folgt eingestellt: Röhrenspannung 120 kV, Pitch 0,609, Detektorkollimation 128 * 0,625 mm, Gantry-Rotationszeit 0,75 s.

Um den intraindividuellen Vergleich zu gewährleisten, wurden bei allen Leichen ein Standarddosis-CT-Protokoll (SDCT) und vier dosisreduzierte CT-Protokolle (DRCT) durchgeführt. Die Protokolle unterscheiden sich in ihrem stufenweise abnehmenden Referenz Röhrenstrom-Zeit-Produkt. Beim SDCT-Protokoll betrug das Referenz Röhrenstrom-Zeit-Produkt 100 mAs, beim DRCT-Protokoll 1 waren es 80 mAs, beim DRCT-Protokoll 2 60 mAs, beim DRCT-Protokoll 3 40 mAs und beim DRCT-Protokoll 4 10 mAs.

Bei allen Untersuchungen wurde ein automatisches Expositionskontrollsystem in Kombination mit einer Dosismodulation in der z-Achse (Z-DOM, Philips Healthcare) verwendet.

Eine Zusammenfassung der CT-Parameter kann **Tabelle 3** entnommen werden.

Tabelle 3. Parameter der CT-Untersuchungsprotokolle.

Parameter	Wert / Typ
Röhrenstrom-Zeit-Produkt [mAs]	
SDCT	100
DRCT-Protokoll 1	80
DRCT-Protokoll 2	60
DRCT-Protokoll 3	40
DRCT-Protokoll 4	10
Röhrenspannung [kV]	120
Detektorkollimation [mm]	128 * 0,625
Gantry-Rotationszeit [s]	0,75
Pitch	0,609
Automatisches Expositionskontrollsystem	Z-DOM (Philips Healthcare)

Die Leichen wurden vor der Untersuchung mittig in Rückenlage auf dem CT-Tisch platziert. Die Arme wurden wie in der klinischen Routine vor der Brust verschränkt, um mögliche streifenförmige Artefakte zu vermeiden. Zunächst wurde eine Niedrigdosis Röntgenübersichtsaufnahme angefertigt. Mithilfe dieses sogenannten Topogramms wurde mittels Lichtschanke der zu untersuchende Scanbereich von der Spina iliaca anterior superior bis zum Trochanter minor femoris festgelegt. Die Positionen der jeweils untersuchten Leiche sowie des zu untersuchenden Bereiches blieben während der Untersuchungen mit den verschiedenen Protokollen unverändert.

2.3 Bildrekonstruktion

Nach der Durchführung des SDCT-Protokolls und der vier DRCT-Protokolle für jede der 25 Leichen wurden die gesammelten 125 Rohdatensätze mittels FBP und zwei Iterationsstufen des IR-Algorithmus iDose⁴ (Philips Healthcare), nämlich iDose⁴ L4 und iDose⁴ L6, rekonstruiert (Weinrich et al. 2018). Eine Erläuterung der Funktionsweise des verwendeten IR-Algorithmus kann **Kapitel 1.5.2.1** entnommen werden.

Aus den 125 Rohdatensätzen und den jeweils drei verschiedenen Rekonstruktionen ergaben sich für jede Untersuchung 375 rekonstruierte axiale CT-Datensätze des Beckens. Diese wurden in einem Knochenkernel in multiplanaren Ebenen in axialer, sagittaler und koronarer Ebene rekonstruiert. Sämtliche Datensätze wurden mit einer konstanten Schichtdicke von 3 mm rekonstruiert. Eine Zusammenfassung der Daten kann **Tabelle 4** entnommen werden.

Tabelle 4. Rekonstruktionsparameter.

Parameter	Typ
Rekonstruktionsalgorithmen	FBP, iDose ⁴ L4, iDose ⁴ L6
Kernel	Knochen
Schichtdicke [mm]	3
Reformationen	Axial, sagittal, koronar

2.4 Berechnung der Strahlendosis

Für jede durchgeführte Untersuchung wurde ein automatisches Dosisprotokoll dokumentiert. Dieses erfasste den Volumen-CT-Dosisindex ($CTDI_{vol}$) und das Dosislängenprodukt (DLP) spezifisch für jedes Untersuchungsprotokoll. Der $CTDI_{vol}$ ist eine Messgröße, deren Angabe seit 2002 durch die International Electrotechnical Commission (IEC) von den Herstellern der CT-Geräte gefordert wird. Zur Bestimmung wird ein zylindrisches Referenzphantom aus Polymethylmetacrylat (PMMA) mit einem festgelegten Durchmesser verwendet. Der $CTDI_{vol}$ bietet eine standardisierte Methode, Strahlungsleistungen verschiedener CT-Geräte zu vergleichen. Er wird in der Einheit Milligray [mGy] angegeben (AAPM 2011).

Während sich der $CTDI_{vol}$ lediglich auf eine einzelne Schicht bezieht, gibt das DLP die gesamte Dosis ionisierender Strahlung an, die auf das Objekt übertragen wird. Das DLP wird in der Einheit [mGy*cm] angegeben und ist das Produkt aus dem $CTDI_{vol}$ und der Scanlänge.

$$DLP [mGy*cm] = CTDI_{vol} * Scanlänge$$

$CTDI_{vol}$ und DLP sind abhängig von verschiedenen Parametern wie der Röhrenspannung, dem Röhrenstrom-Zeit-Produkt, der Gantry-Rotationszeit, welche der Zeit entspricht, die die Röhre (Engl.: gantry) benötigt, um sich einmal um die eigene Achse zu drehen, oder dem Pitch. Beide sind hingegen unabhängig von der Patientengröße, da der für den Körper festgelegte 32 cm Durchmesser des PMMA-Referenzphantoms angenommen wird. Um die Strahlendosis für das Testobjekt zu errechnen, wurden die effektive Dosis und die größenspezifische Dosisabschätzung (SSDE) aus dem DLP und dem $CTDI_{vol}$ berechnet.

Die effektive Dosis dient dazu, das Risiko für das Auftreten stochastischer Strahlenschäden abhängig von den verschiedenen Empfindlichkeiten unterschiedlicher Organe und Gewebe gegenüber ionisierender Strahlung zu bewerten (Bundesamt für Strahlenschutz 2020). Die praktikabelste Methode, die am häufigsten in der klinischen Routine zum Einsatz kommt, um die effektive Dosis zu berechnen, ist, die effektive Dosis vom DLP abzuleiten, indem dieses mit einem spezifischen Konversionsfaktor (k_2) multipliziert wird.

$$\text{Effektive Dosis} = \text{DLP} * k_2$$

Dieser Konversionsfaktor ist abhängig von der Röhrenspannung und der untersuchten Region. Für eine CT-Untersuchung des Beckens bei einer Röhrenspannung von 120 kV ergibt sich nach Deak et al. ein Konversionsfaktor von (Deak et al. 2010):

$$k_2 = 0,0129 \frac{\text{mSv}}{\text{mGy} * \text{cm}}$$

Darüber hinaus wurde mittels eines Konversionsfaktors, der durch die Arbeitsgruppe 204 der American Association of Physicists in Medicine (AAPM) experimentell ermittelt wurde, die größenspezifische Dosisabschätzung (SSDE) aus dem CTDI_{vol} berechnet. Dieser Parameter wurde hinzugezogen, da angenommen wird, dass die SSDE unter Berücksichtigung der spezifischen Größe des untersuchten Patienten ein genauerer Parameter für die tatsächliche Strahlendosis, die auf den Körper wirkt, ist (McCollough et al. 2011). Zu diesem Zweck wurden für jede Leiche der anterior-posteriore (AP) sowie der laterale Durchmesser (LAT) gemessen und über die nachfolgende Formel der effektive Durchmesser berechnet:

$$\text{Effektiver Durchmesser}[cm] = \sqrt{AP * LAT}$$

Der effektive Durchmesser gibt den Durchmesser des Patienten in einer bestimmten Schicht entlang der z-Achse übertragen auf einen kreisförmigen Querschnitt an und wird in Zentimeter angegeben. Der benötigte Konversionsfaktor (k_1) kann abhängig von dem individuell für jede Leiche berechneten effektiven Durchmesser einer experimentell ermittelten Tabelle der AAPM entnommen werden. Die SSDE wird in Milligray [mGy] angegeben und ist das Produkt aus dem $CTDI_{vol}$ und dem individuell bestimmten Konversionsfaktor (AAPM 2011):

$$SSDE [mGy] = CTDI_{vol} * k_1$$

2.5 Quantitative Analyse

Die quantitative Analyse der CT-Bilder fand an einem PACS-Arbeitsplatz (Centricity PACS-IW, GE Healthcare) statt. Für die quantitative Auswertung wurden CT-Dichtewerte sowie das objektive Bildrauschen (Engl.: Objective image noise = OIN) in Hounsfield-Einheiten [HE] für jede Rekonstruktionstechnik und jedes Untersuchungsprotokoll sämtlicher Leichen seitengleich auf zwei Ebenen in identischer Position und mit identischer Fläche erfasst. Die Messbereiche (Engl.: region of interest = ROI) wurden in der axialen Reformation mit einer kreisförmigen konstanten Fläche von 15 mm^2 zentral sowohl im rechten und linken Os Ilium auf der Höhe des zweiten Sakralwirbels als auch im rechten und linken M. obturatorius internus platziert. (**Abbildung 1**).

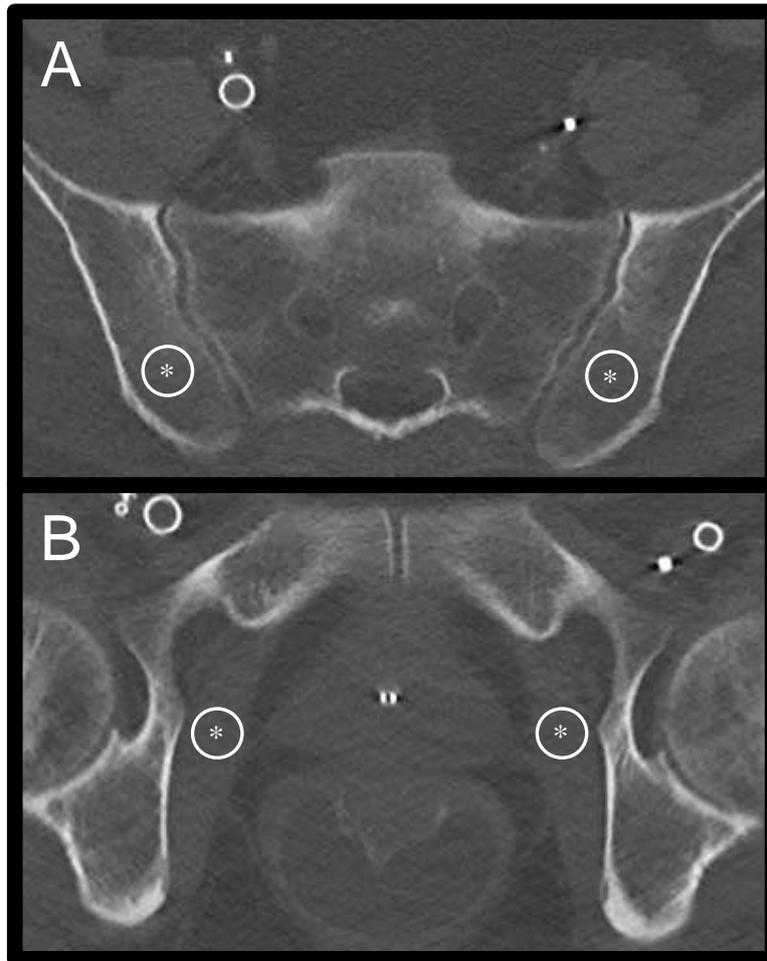


Abbildung 1. Platzierung der ROIs für die CT-Dichte und das objektive Bildrauschen im Os Ilium (A) sowie im M. obturatorius internus (B) beidseits. Die Messbereiche sind gesondert gekennzeichnet (). Bei den ungekennzeichneten weißen Kreisen handelt es sich um zentralvenöse bzw. -arterielle Zugänge.*

Durch die Überprüfung mittels der sagittalen Reformation wurde die korrekte Positionierung der ROIs verifiziert, um sicherzustellen, dass die Messungen für jede einzelne Leiche in der gleichen Schicht erfolgten und so den intraindividuellen Vergleich zu ermöglichen. Darüber hinaus wurden die ROIs in drei konsekutiven Schichten platziert, um eine Beeinträchtigung der Analyse durch singuläre Messungen zu minimieren. Daraus wurde der Durchschnittswert der CT-Dichte bestimmt und das OIN wurde als Standardabweichung der CT-Dichte definiert (Laqmani et al. 2016). Insgesamt ergaben sich aus den zwölf Messbereichen für jede einzelne der 375 Rekonstruktionen

aus den verschiedenen Untersuchungsprotokollen sämtlicher Leichen jeweils 4.500 Werte für die CT-Dichte sowie das OIN.

2.6 Qualitative Analyse

Genau wie die quantitative Analyse wurde auch die qualitative Analyse an einem PACS-Arbeitsplatz (Centricity PACS-IW, GE Healthcare) durchgeführt. Die qualitative Evaluation der Bilder erfolgte durch zwei unabhängige Untersucher aus dem radiologischen Fachbereich mit 7- beziehungsweise 4-jähriger Erfahrung in der Auswertung muskuloskelettaler CT-Bildgebung. Da in dieser Studie insbesondere die Bildqualität knöcherner Strukturen im Vordergrund steht, wurde für die Auswertung ein Knochenfenster (Bildbreite 2500 HE, Bildmitte 500 HE) verwendet. Die Schichtdicke betrug 3 mm. Den einzelnen Prüfern war es gestattet, die Vergrößerung individuell anzupassen, um eine angemessene Beurteilung der subjektiv zu bewertenden Strukturen zu gewährleisten. Für die qualitative Evaluation der Bildqualität wurden die akquirierten Datensätze jeder Rekonstruktionstechnik auf jedem Level für jedes Untersuchungsprotokoll sämtlicher Leichen sowohl in der axialen und der sagittalen als auch in der koronaren Reformation ausgewertet. Alle 375 CT-Datensätze wurden randomisiert, anonymisiert und verblindet. Mittels einer bewährten (Weinrich et al. 2018) 5-Punkte-Skala erfolgte die qualitative Analyse anhand der Beurteilung des subjektiven Bildrauschens, des Auftretens von Artefakten sowie der Erkennbarkeit definierter anatomischer Landmarken (**Tabelle 5**). Diese wurden aufgrund ihrer klinischen Relevanz definiert: der vordere Beckenring, der die Schambeinknochen und die Symphysis pubica umfasst, das Iliosakralgelenk (ISG) und der hintere Beckenring, der sich beidseitig bis hinter die Hüftgelenkpfannen erstreckt (Khurana et al. 2014) und das Azetabulum. Eine Übersicht der anatomischen Strukturen ist **Abbildung 2** zu entnehmen. Eine Evaluation

mit Werten zwischen 3 und 5 wurde als diagnostisch akzeptable Bildqualität definiert.

Werte von 1 oder 2 wurden dagegen als diagnostisch inakzeptable Bildqualität definiert.

Table 5. 5-Punkte-Skala zur qualitativen Beurteilung der CT-Bilder. Die Bewertung erfolgte anhand der Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen, des Auftretens von Artefakten und der Stärke des Bildrauschens. Die Bewertungen 3-5 wurden als diagnostisch akzeptable Bildqualität definiert, wohingegen die Bewertungen 1 und 2 als diagnostisch inakzeptable Bildqualität definiert wurden.

Bewertung	Bedeutung	
5	Exzellente Bildqualität	Sehr gute Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen keine Artefakte kein Bildrauschen
4	Gute Bildqualität	Gute Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen wenig Artefakte wenig Bildrauschen
3	Moderate Bildqualität	Moderate Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen vermehrte Artefakte moderates Bildrauschen
2	Reduzierte Bildqualität	eingeschränkte Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen beträchtliche Artefakte beträchtliches Bildrauschen
1	Mangelhafte Bildqualität	Schlechte bis keine Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen schwerwiegende Artefakte schwerwiegendes Bildrauschen

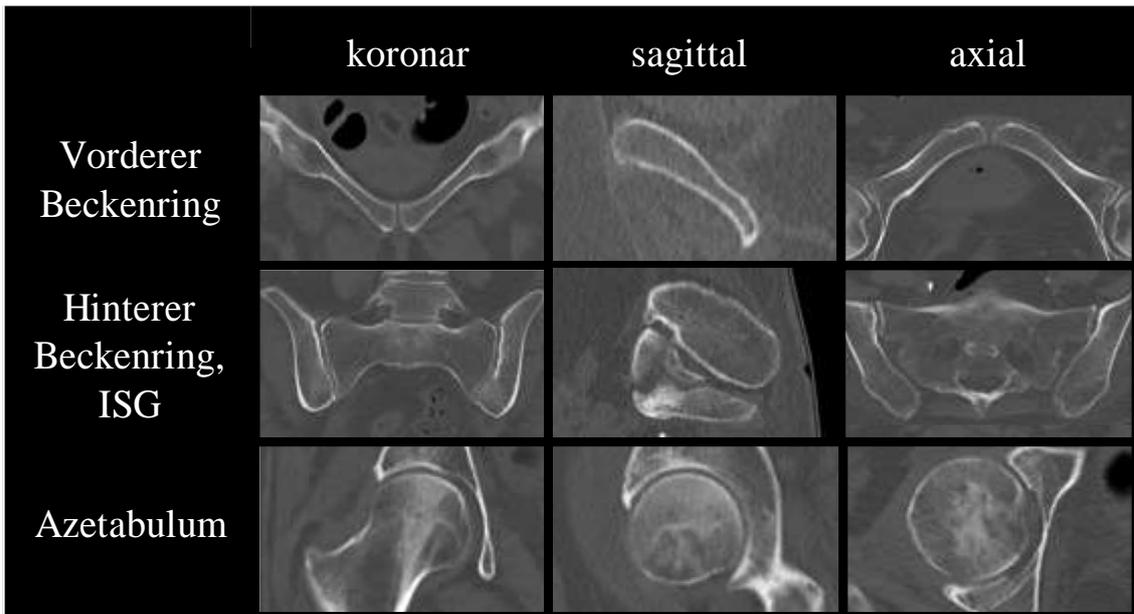


Abbildung 2. Darstellung der bewerteten anatomischen Strukturen in koronarer, sagittaler und axialer Reformation.

2.7 Statistische Analyse

Die Stichprobenmerkmale werden als absolute und relative Häufigkeiten oder als Durchschnittswerte mit Standardabweichung angegeben. Die Auswirkung der Rekonstruktionsart und -ebene auf die quantitativen Untersuchungsparameter (CT-Dichte und OIN) wurde unter Verwendung eines Mischeffekt Modells für wiederholte Messungen abgeschätzt, um die sich wiederholende Messstruktur der Daten zu berücksichtigen. Diese sich wiederholende Messstruktur wurde durch jeweils drei konsekutive Schichten auf der rechten und auf der linken Seite im Os Ilium und im M. obturatorius internus für jede Rekonstruktion bei jedem Untersuchungsprotokoll sämtlicher Leichen definiert. Daher wurde für die statistische Auswertung für jedes Subjekt ein repräsentativer zufälliger Abschnitt modelliert.

Auf die Sichtbarkeit der anatomischen Strukturen wurde analog zu den quantitativen Messungen ebenfalls ein Mischeffekt Modell für wiederholte Messungen angewandt. Um die Rekonstruktionsarten und -ebenen innerhalb einzelner Untersuchungsprotokolle

bezüglich quantitativer und qualitativer Parameter zu vergleichen, wurden beide Aspekte und deren Interaktionen in das entsprechende Modell inkludiert. Im Falle einer nicht signifikanten Interaktion einer Bedingung, verblieben lediglich die Haupteffekte im Modell. Diese Entscheidung wurde unter Verwendung des Plausibilitätsquotienten-Tests für den Modellvergleich getroffen. Als potenzieller Störfaktor für die Verbindung zwischen den Prädiktoren und dem Ergebnis wurde der Body-Mass-Index (BMI) in die Modelle eingebracht.

Da die Sichtbarkeit für drei verschiedene anatomische Strukturen bewertet wurde, wurde eine Kennziffer für die jeweilige anatomische Struktur zu dem Modell hinzugefügt. Die Ergebnisse werden als Mittelwerte mit entsprechendem 95 % - Konfidenzintervall (KI) angegeben. Die multiplen paarweisen Vergleiche, die durchgeführt wurden, erforderten die Anpassung der p-Werte und Konfidenzintervalle mittels der Bonferroni-Korrektur.

Die Übereinstimmung hinsichtlich der Bewertung der beiden unabhängigen Untersucher wurde mithilfe der Intraklassenkorrelation evaluiert. Das statistische Signifikanzniveau wurde als $p < 0,05$ definiert. Alle statistischen Analysen wurden unter Verwendung einer Statistiksoftware (Stata, Version 15.1, StataCorp) durchgeführt.

3 Ergebnisse

3.1 Strahlendosis

Für das Standarddosis-CT-Untersuchungsprotokoll (SDCT) und die dosisreduzierten CT-Untersuchungsprotokolle (DRCT) wurden die Parameter Röhrenstrom-Zeit-Produkt, Volumen-CT-Dosisindex ($CTDI_{vol}$), Dosislängenprodukt (DLP), effektive Dosis und größenpezifische Dosisabschätzung (SSDE) für jede Leiche erfasst beziehungsweise errechnet. Der Durchschnitt wurde für jeden dieser Parameter berechnet und in Abhängigkeit des Untersuchungsprotokolls in **Tabelle 6** dargestellt.

Tabelle 6. Durchschnittswerte (mit Standardabweichung) der Strahlendosis in Abhängigkeit des CT-Untersuchungsprotokolls.

Parameter	DRCT				
	SDCT	Protokoll 1	Protokoll 2	Protokoll 3	Protokoll 4
Röhrenstrom-Zeit-Produkt [mAs]	201,5 ± 93,8	90,6 ± 47,6	64,3 ± 33,9	38,3 ± 20,1	13,8 ± 5,3
$CTDI_{vol}$ [mGy]	13,0 ± 6,0	5,5 ± 1,9	3,3 ± 1,2	2,1 ± 0,8	0,9 ± 0,2
DLP [mGy*cm]	151,9 ± 54,5	121,8 ± 43,5	92,2 ± 33,0	59,4 ± 21,7	25,5 ± 4,4
Effektive Dosis [mSv]	2,0 ± 0,7	1,6 ± 0,6	1,2 ± 0,4	0,8 ± 0,3	0,3 ± 0,1
SSDE [mGy]	7,1 ± 2,1	5,7 ± 1,7	4,2 ± 1,3	2,8 ± 0,8	1,2 ± 0,2

Die Werte sämtlicher Parameter wurden bei den DRCT-Protokollen im Vergleich zum SDCT-Protokoll stetig und signifikant reduziert ($p < 0,001$).

Das Röhrenstrom-Zeit-Produkt wurde beim DRCT-Protokoll 1 im Vergleich zum SDCT-Protokoll um 55 % abgesenkt. Beim DRCT-Protokoll 2 waren es 68 %, beim DRCT-Protokoll 3 81 % und beim DRCT-Protokoll 4 betrug die Reduktion 93 %. Die effektive Dosis, welche wie in **Kapitel 2.4** dargestellt einen linear proportionalen Zusammenhang mit dem $CTDI_{vol}$ und dem DLP hat, zeigt die signifikante Reduktion der Strahlendosis deutlich: Verglichen mit dem SDCT-Protokoll wurde sie beim DRCT-Protokoll 1 um 20 % reduziert, beim DRCT-Protokoll 2 waren es 40 %, beim DRCT-Protokoll 3 60 % und beim DRCT-Protokoll 4 85 %. Parallel dazu nimmt auch die SSDE bei den DRCT-Protokollen im Vergleich zum SDCT-Protokoll um die gleichen Prozentsätze ab.

3.2 Quantitative Auswertung

Die durchschnittlichen CT-Dichtewerte zeigen keinen signifikanten Unterschied und variieren kaum zwischen dem SDCT-Protokoll und den DRCT-Protokollen und auch nicht zwischen den einzelnen Rekonstruktionstechniken und Stärken der Iteration ($p > 0,05$). Über alle Protokolle und Rekonstruktionen gemittelt lag die durchschnittliche CT-Dichte bei $129,2 \pm 0,1$ HE mit einem Minimalwert von 128,9 HE beim DRCT-Protokoll 3 und einem Maximalwert von 129,3 HE beim SDCT-Protokoll (**Abbildung 3**).

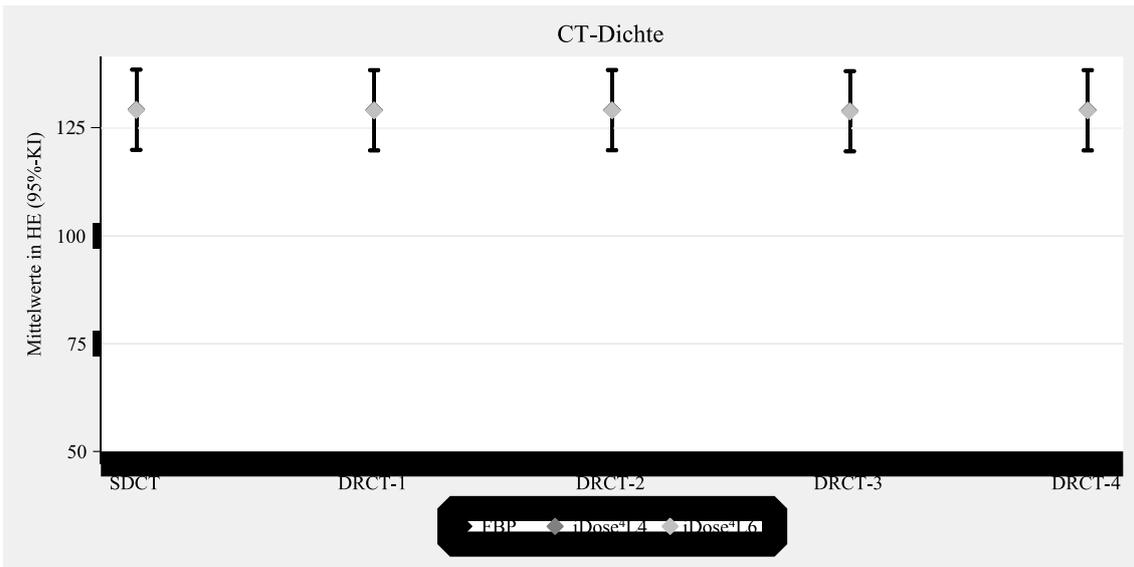


Abbildung 3. CT-Dichte in Abhängigkeit von den CT-Untersuchungsprotokollen. Die Mittelwerte von iDose4 L4 und FBP sind bei sämtlichen Protokollen aufgrund der nahezu identischen Werte durch den Mittelwert von iDose4 L6 überlagert.

Die Ergebnisse der Messungen des objektiven Bildrauschens (OIN) in Abhängigkeit von den CT-Untersuchungsprotokollen und den Rekonstruktionen sind mit einem 95%-Konfidenzintervall in **Abbildung 4** dargestellt.

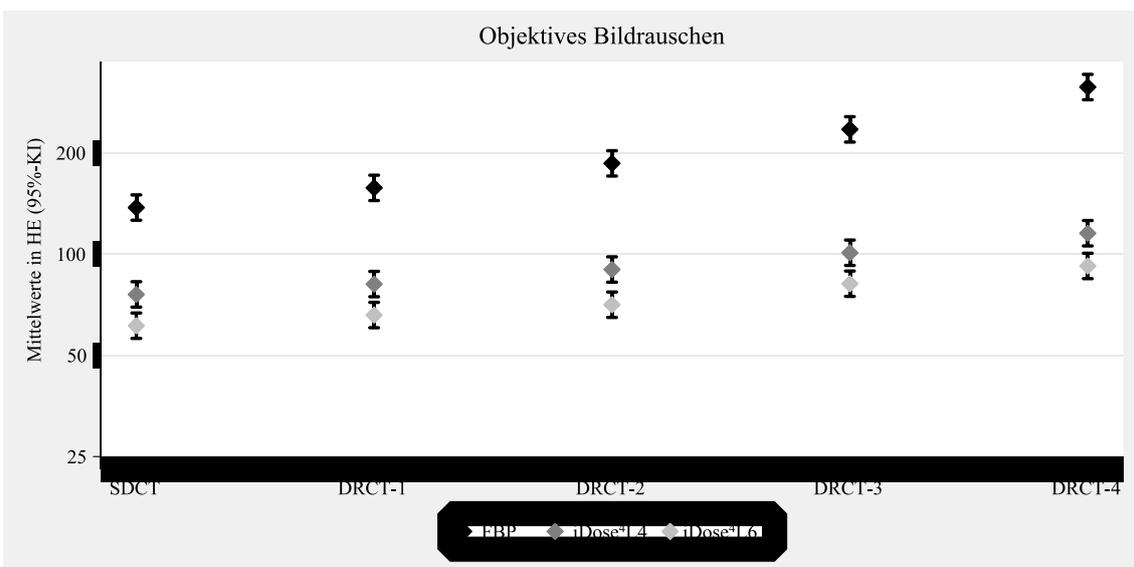


Abbildung 4. Objektives Bildrauschen in Abhängigkeit der CT-Untersuchungsprotokolle und Rekonstruktionen. Es zeigt sich ein nahezu linearer Anstieg des Bildrauschens proportional zur Dosisreduktion für sämtliche Rekonstruktionen. FBP zeigt verglichen mit IR ein stärkeres Bildrauschen.

In allen CT-Protokollen zeigt sich bei der FBP ein nahezu linearer Anstieg des Bildrauschens proportional zur Dosisreduktion vom SDCT-Protokoll bis zum DRCT-Protokoll 4. Verglichen mit FBP zeigt die Anwendung des IR-Algorithmus iDose⁴ ein signifikant verringertes OIN in jedem CT-Untersuchungsprotokoll ($p < 0,001$). Beim Vergleich der beiden verschiedenen Iterationsstufen von iDose⁴ zeigt sich, dass iDose⁴ L6 das OIN noch effektiver reduziert als iDose⁴ L4. Diese effektivere Reduktion mittels iDose⁴ L6 zeigt sich im protokollübergreifenden Vergleich der beiden Iterationsstufen: Das OIN im DRCT-Protokoll 1 mit der Rekonstruktion mittels iDose⁴ L4 und das OIN im DRCT-Protokoll 3 mit der Rekonstruktion mittels iDose⁴ L6 unterscheiden sich nicht signifikant ($p > 0,05$). Gleiches gilt für das OIN bei der Rekonstruktion der Daten des DRCT-Protokolls 2 mit iDose⁴ L4 und der Rekonstruktion des DRCT-Protokolls 4 mit iDose⁴ L6.

Zusammenfassend ist die Anwendung des IR-Algorithmus iDose⁴ mit der Iterationsstufe Level 6 die effektivste Methode, das OIN auf der Ebene der Bildrekonstruktion zu reduzieren. Die Anwendung beider Iterationsstufen von iDose⁴ auf das DRCT-Protokoll 4 zeigte ein geringeres OIN als die FBP des SDCT-Protokolls.

Der BMI war ein Störfaktor für das OIN und bewirkt einen Konfundierungseffekt. Mit einer Zunahme des BMI um 5 kg/m^2 nimmt das OIN um 9 % zu ($p = 0,003$).

3.3 Detailerkennbarkeit der anatomischen Strukturen

Die Bewertung der Detailerkennbarkeit erfolgte getrennt für folgende anatomische Strukturen: der vordere Beckenring, der hintere Beckenring und das Iliosakralgelenk (ISG) sowie das Azetabulum.

Ein erhöhter BMI führte gemittelt über alle drei analysierten anatomischen Strukturen zu einer signifikanten Abnahme der Bewertungen der Bildqualität ($p = 0,017$). Mit einem Anstieg von 5 BMI-Einheiten sanken die Bewertungen der anatomischen Strukturen mittelwertig um 0,11 (95 % KI: -0,2 bis -0,02).

Unsere Daten zeigen eine gute Übereinstimmung bei der Bewertung der Detailerkennbarkeit der anatomischen Strukturen durch die beiden unabhängigen Untersucher mit einem über sämtliche Strukturen gemittelten Intraklassenkorrelationskoeffizienten von 0,76 (95 % KI: 0,74 – 0,78).

3.3.1 Vorderer Beckenring

Die Ergebnisse der Detailerkennbarkeit des vorderen Beckenringes werden in den **Abbildungen 5 und 6** dargestellt.

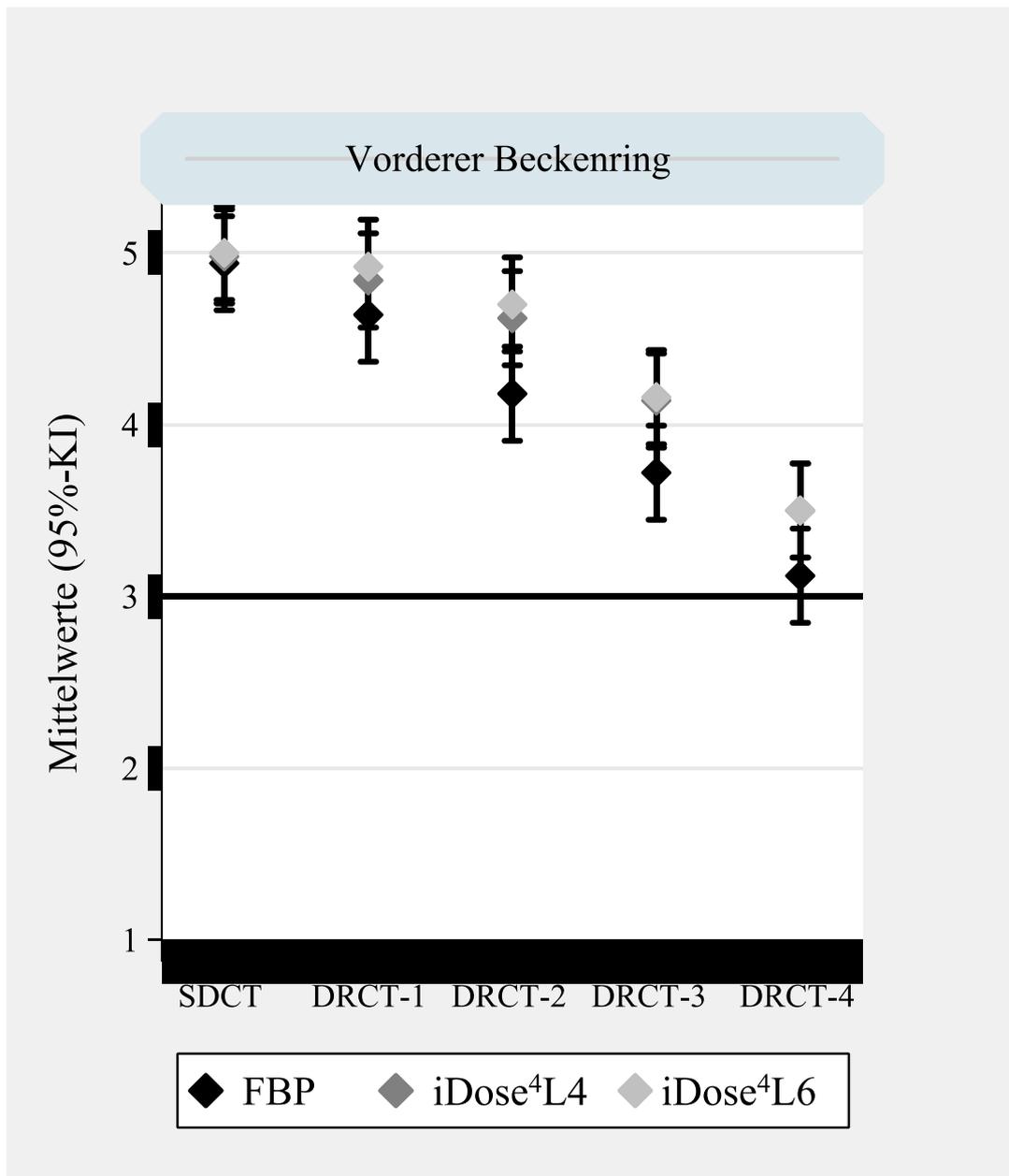


Abbildung 5. Bewertung des vorderen Beckenringes in Abhängigkeit der CT Untersuchungsprotokolle und Rekonstruktionen mit einer 5-Punkte-Skala (5 $\hat{=}$ exzellente Bildqualität, 4 $\hat{=}$ gute Bildqualität, 3 $\hat{=}$ moderate Bildqualität, 2 $\hat{=}$ reduzierte Bildqualität, 1 $\hat{=}$ mangelhafte Bildqualität). Ein Wert unterhalb der Linie bei 3 Bewertungspunkten kennzeichnet eine diagnostisch inakzeptable Bildqualität. Mit zunehmender Dosisreduktion wurde die Detailerkennbarkeit des vorderen Beckenringes bei allen Rekonstruktionen niedriger bewertet. Bei den DRCT-Protokollen wurden die IR besser bewertet als die FBP.

Beim SDCT-Protokoll unterscheiden sich die Bewertungen von iDose⁴ L4 (Mittelwert 4,98; 95 % KI: 4,71 – 5,25), iDose⁴ L6 (Mittelwert 5,0; 95 % KI: 4,73– 5,27) und FBP (Mittelwert 4,94; 95 % KI: 4,67 – 5,21) nicht signifikant voneinander ($p > 0,05$).

Die Bewertungen der Rekonstruktionen mit iDose⁴ beim DRCT-Protokoll 1 unterscheiden sich nicht signifikant von den Bewertungen sämtlicher Rekonstruktionen des SDCT-Protokolls ($p > 0,05$). Damit ist das DRCT-Protokoll 1 das Untersuchungsprotokoll mit der geringsten Strahlendosis, das sich nicht signifikant vom SDCT-Protokoll unterscheidet. Die Bewertungen sämtlicher Rekonstruktionen der DRCT-Protokolle 2 bis 4 fielen signifikant geringer aus als beim SDCT-Protokoll ($p \leq 0,042$).

Bei den DRCT-Protokollen zeigt sich eine Diskrepanz zwischen den Bewertungen für die iterativen Rekonstruktionen und die Rekonstruktionen mit FBP. Die FBP wurden in den DRCT-Protokollen 2 bis 4 signifikant niedriger bewertet als iDose⁴ L4 und iDose⁴ L6 ($p < 0,001$).

Bei allen Untersuchungsprotokollen besteht kein signifikanter Unterschied zwischen iDose⁴ L4 und iDose⁴ L6 ($p > 0,05$).

Insgesamt wurde der vordere Beckenring von allen evaluierten anatomischen Strukturen am besten bewertet.

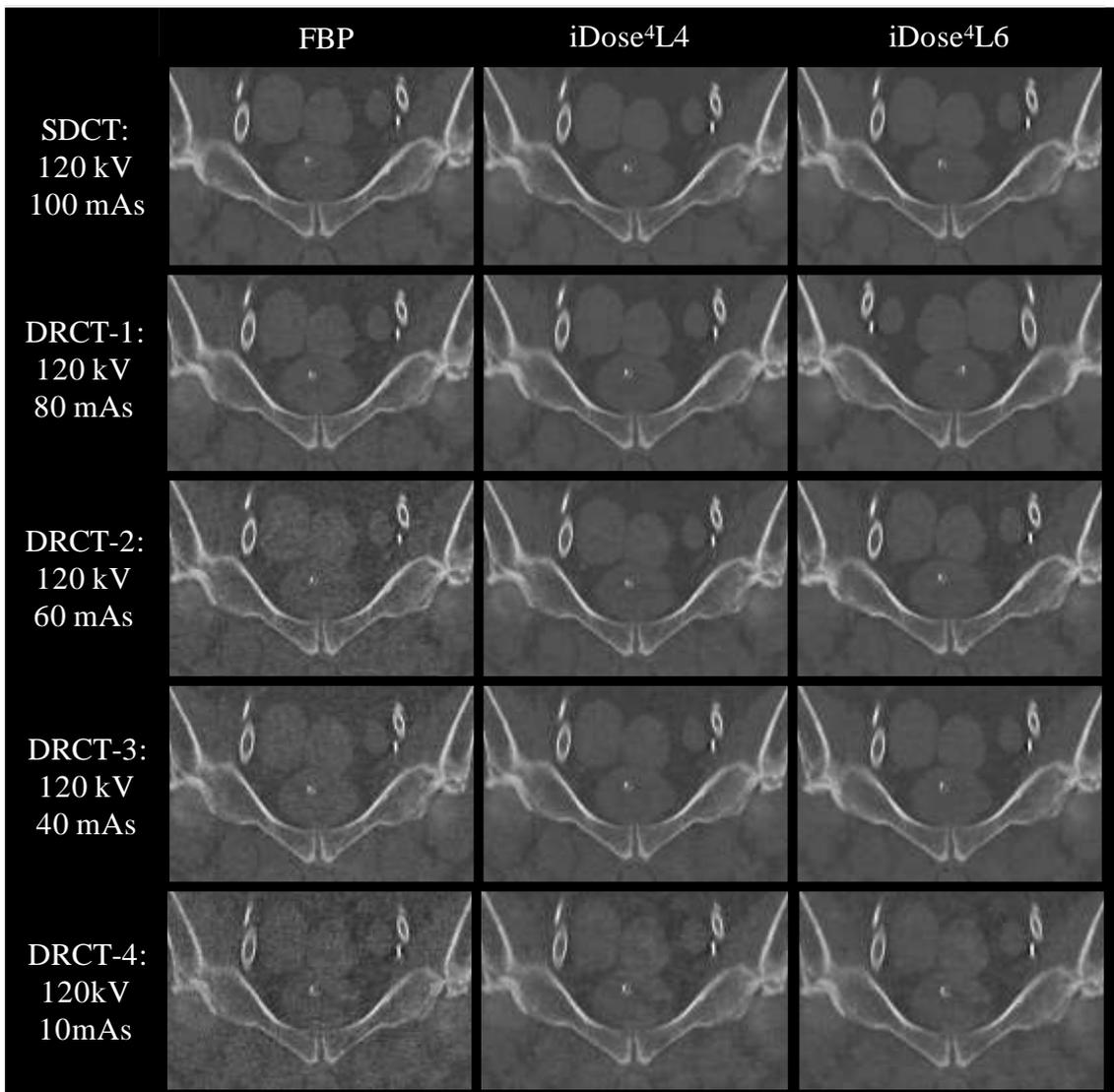


Abbildung 6. Abbildungen des vorderen Beckenringes von der Leiche einer 54-jährigen Frau mit einem BMI von 29,4 kg/m² für alle drei Rekonstruktionen jedes Untersuchungsprotokolls. Die subjektive Bildqualität nimmt mit zunehmender Dosisreduktion in den DRCT-Protokollen ab. Beim DRCT-Protokoll 3 ist die diagnostische Sicherheit bei den Rekonstruktionen mit FBP eingeschränkt. Beim DRCT-Protokoll 4 gilt dies für FBP und iDose⁴ L4. Bei den ungekennzeichneten weißen Kreisen handelt es sich um zentralvenöse bzw. -arterielle Zugänge.

3.3.2 Hinterer Beckenring und Iliosakralgelenk (ISG)

Die Ergebnisse der Detailerkennbarkeit des hinteren Beckenringes und des ISG werden in den **Abbildungen 7 und 8** dargestellt.

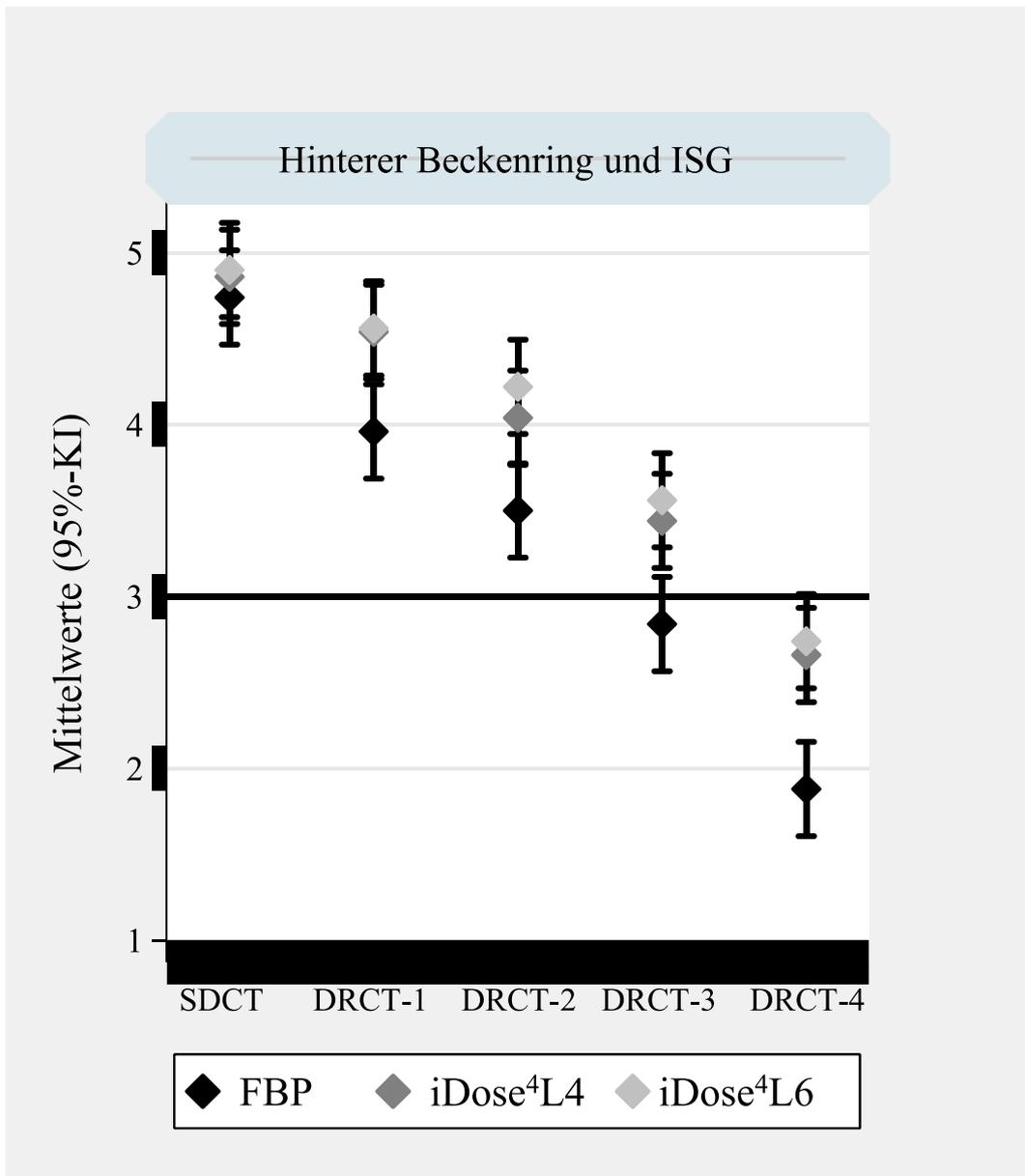


Abbildung 7. Bewertung des hinteren Beckenringes und des ISG in Abhängigkeit der CT-Untersuchungsprotokolle und Rekonstruktionen mit einer 5-Punkte-Skala (5 $\hat{=}$ exzellente Bildqualität, 4 $\hat{=}$ gute Bildqualität, 3 $\hat{=}$ moderate Bildqualität, 2 $\hat{=}$ reduzierte Bildqualität, 1 $\hat{=}$ mangelhafte Bildqualität). Ein Wert unterhalb der Linie bei 3 Bewertungspunkten kennzeichnet eine diagnostisch inakzeptable Bildqualität. Mit zunehmender Dosisreduktion wurde die Detailerkennbarkeit des hinteren Beckenringes und des ISG bei allen Rekonstruktionen niedriger bewertet. In den DRCT-Protokollen zeigt die Rekonstruktion mit IR eine überlegene Bildqualität gegenüber FBP. Beim DRCT-Protokoll 3 ist für FBP keine sichere Diagnostik mehr gewährleistet. Beim DRCT-Protokoll 4 gilt dies für sämtliche Rekonstruktionen.

Der hintere Beckenring und das ISG wurden mit abnehmendem Röhrenstrom-Zeit-Produkt über die CT-Untersuchungsprotokolle für sämtliche Rekonstruktionsalgorithmen und Iterationsstufen signifikant niedriger bewertet ($p < 0,02$). Während zwischen den Bewertungen für die IR iDose⁴ L4 (Mittelwert: 4,86; 95 % KI: 4,59 – 5,13) und iDose⁴ L6 (Mittelwert: 4,90; 95 % KI: 4,63 – 5,17) sowie für die FBP (Mittelwert: 4,74; 95 % KI: 4,47 – 4,81) beim SDCT-Protokoll kein signifikanter Unterschied besteht ($p > 0,05$), nimmt die Diskrepanz zwischen den IR und FBP mit abnehmendem Röhrenstrom-Zeit-Produkt stetig zu und erreicht ihr Maximum beim DRCT-Protokoll 4, wo die FBP (Mittelwert: 1,88; 95 % KI: 1,61 – 2,15) im Durchschnitt fast einen Punkt niedriger bewertet wurde als iDose⁴ L4 (Mittelwert: 2,66; 95 % KI: 2,39 – 2,93) und iDose⁴ L6 (Mittelwert: 2,74; 95 % KI: 2,47 – 3,01).

Im Vergleich zum vorderen Beckenring und dem Azetabulum wurden diese anatomischen Landmarken insgesamt niedriger bewertet.

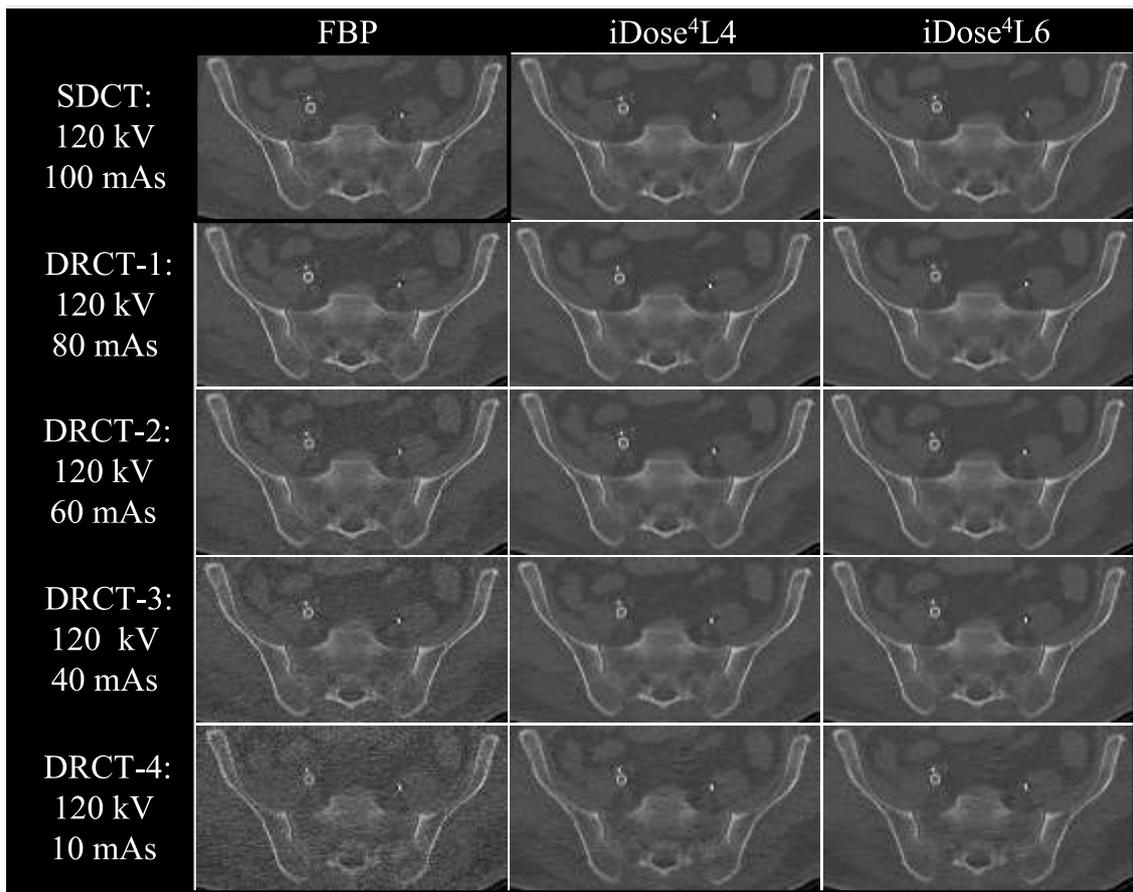


Abbildung 8. Abbildungen des hinteren Beckenringes und des ISG von der Leiche einer 54-jährigen Frau mit einem BMI von 29,4 kg/m² jeweils für alle drei Rekonstruktionen jedes Untersuchungsprotokolls im direkten Vergleich. Die subjektive Bildqualität nimmt mit zunehmender Dosisreduktion in den DRCT-Protokollen ab. Beim DRCT-Protokoll 3 ist für FBP keine sichere Diagnostik mehr gewährleistet. Beim DRCT-Protokoll 4 gilt dies für sämtliche Rekonstruktionen. Bei den ungekennzeichneten weißen Kreisen handelt es sich um zentralvenöse bzw. -arterielle Zugänge.

3.3.3 Azetabulum

Die Ergebnisse der Detailerkennbarkeit des Azetabulums werden in den **Abbildungen 9 und 10** dargestellt.

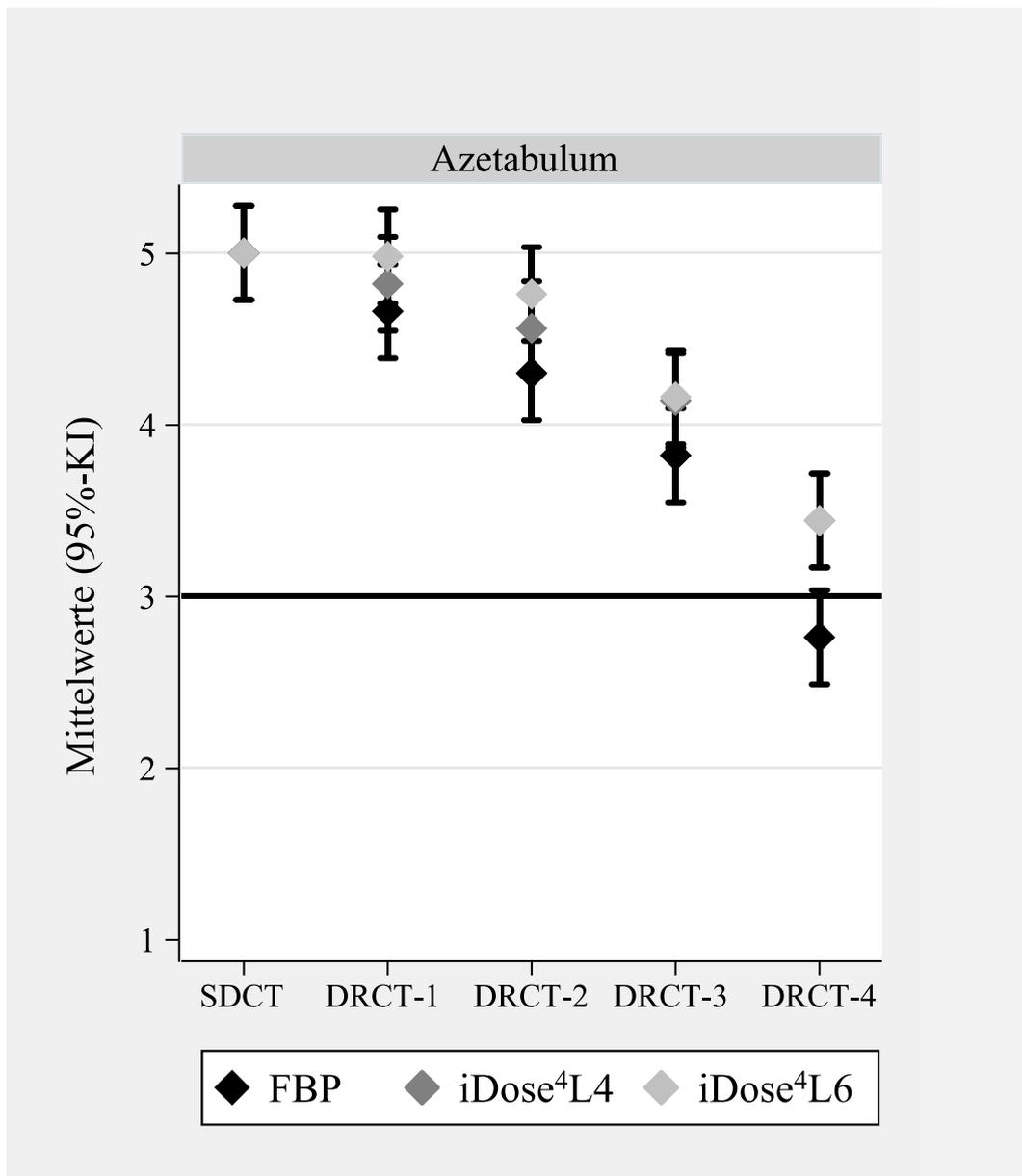


Abbildung 9. Bewertung des Azetabulums in Abhängigkeit der CT-Untersuchungsprotokolle und Rekonstruktionen mit einer 5-Punkte-Skala (5 $\hat{=}$ exzellente Bildqualität, 4 $\hat{=}$ gute Bildqualität, 3 $\hat{=}$ moderate Bildqualität, 2 $\hat{=}$ reduzierte Bildqualität, 1 $\hat{=}$ mangelhafte Bildqualität). Ein Wert unterhalb der Linie bei 3 Bewertungspunkten kennzeichnet eine diagnostisch inakzeptable Bildqualität. Mit zunehmender Dosisreduktion wurde die Detailerkennbarkeit des Azetabulums bei allen Rekonstruktionen niedriger bewertet. Im DRCT-Protokoll 4 kann bei der Rekonstruktion mit FBP keine diagnostische Sicherheit gewährleistet werden.

Beim Azetabulum unterscheiden sich die Bewertungen der Rekonstruktionen mit iDose⁴ beim DRCT-Protokoll 1 nicht signifikant von den Bewertungen sämtlicher Rekonstruktionen des SDCT-Protokolls ($p > 0,05$). Damit ist das DRCT-Protokoll 1 das Untersuchungsprotokoll mit der geringsten Strahlendosis, das sich nicht signifikant vom SDCT-Protokoll unterscheidet. Die Bewertungen sämtlicher Rekonstruktionen der DRCT-Protokolle 2 bis 4 fielen signifikant geringer aus als beim SDCT-Protokoll ($p < 0,01$).

Beim SDCT-Protokoll unterscheiden sich die Bewertungen des Azetabulums bei iDose⁴ L4, iDose⁴ L6 und FBP nicht. Der Mittelwert liegt bei sämtlichen Rekonstruktionen bei 5,0 mit einem 95 % Konfidenzintervall von 4,73 bis 5,27. Bei den DRCT-Protokollen 3 und 4 wurden die mit FBP rekonstruierten Bilder jedoch signifikant niedriger bewertet als die mit iDose⁴ L4 rekonstruierten Bilder ($p < 0,005$). Für iDose⁴ L6 gilt, dass diese Art der Rekonstruktion in sämtlichen DRCT-Protokollen signifikant besser bewertet wurde als die FBP-Rekonstruktion ($p < 0,001$). Die Diskrepanz der Bewertungen von IR (Mittelwert: 3,44; 95 % KI: 3,17 – 3,71) und FBP (Mittelwert: 2,76; 95 % KI: 4,49 – 3,03) ist im DRCT-Protokoll 4 mit 0,68 Bewertungspunkten am ausgeprägtesten.

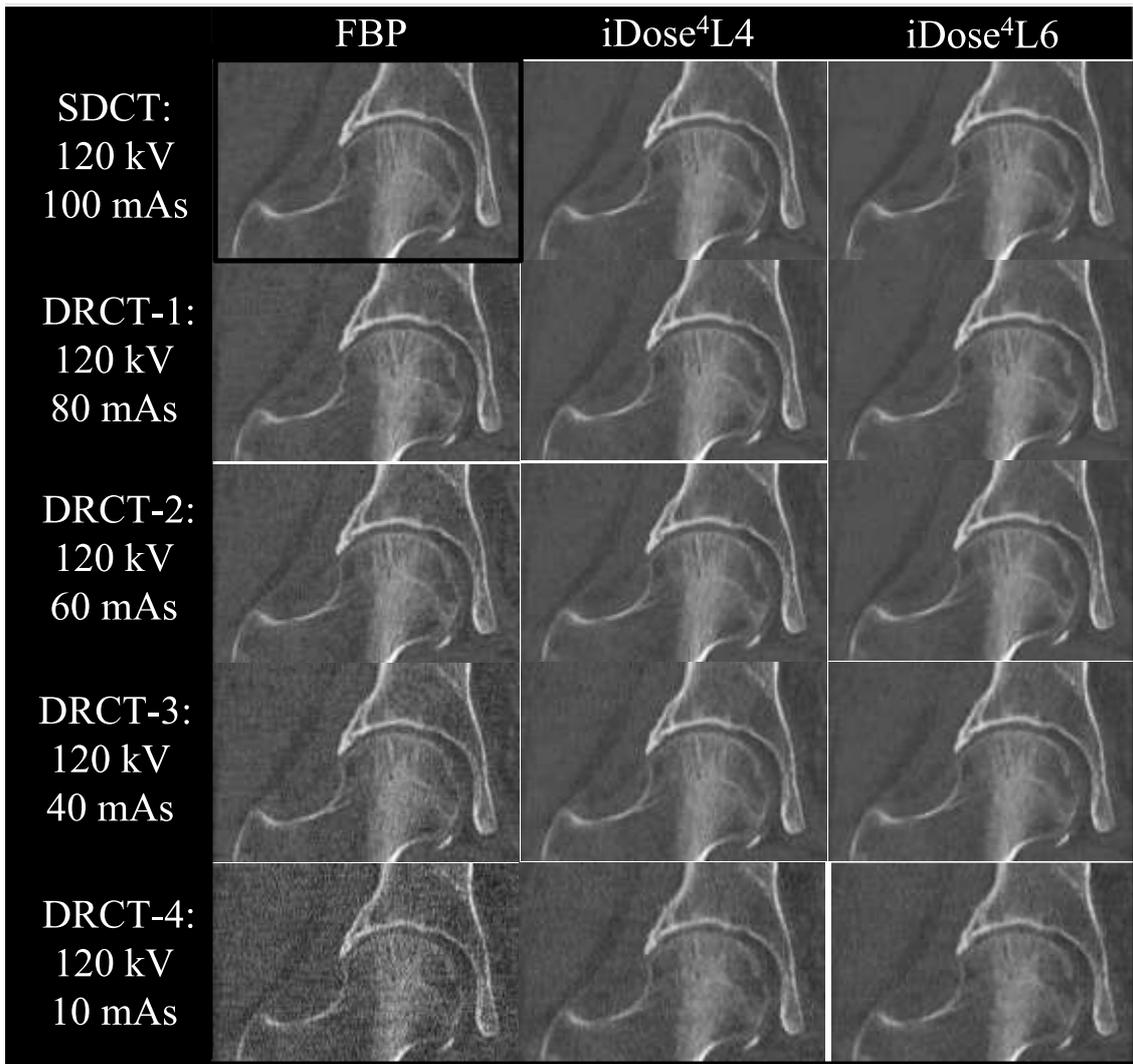


Abbildung 10. Abbildungen des Azetabulums von der Leiche einer 53-jährigen Frau mit einem BMI von 20,8 kg/m² jeweils für alle drei Rekonstruktionen jedes Untersuchungsprotokolls im direkten Vergleich. Die subjektive Bildqualität nimmt mit zunehmender Dosisreduktion in den DRCT-Protokollen ab, sodass beim DRCT-Protokoll 4 weder bei der Rekonstruktion mit FBP noch bei der Rekonstruktion mit iDose⁴ L6 eine sichere Diagnostik gewährleistet werden kann.

3.4 Diagnostische Annehmbarkeit der CT-Bilder

Eine übersichtliche Darstellung der diagnostischen Annehmbarkeit der CT-Bilder für die einzelnen Untersuchungsprotokolle und Rekonstruktionen ist in **Tabelle 7** dargestellt.

Tabelle 7. Diagnostische Annehmbarkeit der Bildqualität der anatomischen Strukturen. In den mit „akzeptabel“ markierten Spalten, ist die Anzahl der als diagnostische Bildqualität (Bewertungen von 3 oder mehr Punkten) bewerteten Untersuchungen aufgeführt. In den mit „nicht akzeptabel“ markierten Spalten ist die Anzahl der als nicht diagnostisch annehmbare Bildqualität (Bewertungen von weniger als 3 Punkten) bewerteten Untersuchungen aufgeführt. Für jede anatomische Struktur sind die Protokolle und Rekonstruktionen hervorgehoben, bei denen die Bildqualität nicht ausnahmslos diagnostisch akzeptabel war.

		vorderer Beckenring		Azetabulum		Hinterer Beckenring und ISG	
		akzeptabel	nicht akzeptabel	akzeptabel	nicht akzeptabel	akzeptabel	nicht akzeptabel
SDCT	FBP	25	0	25	0	25	0
	iDose ⁴ L4	25	0	25	0	25	0
	iDose ⁴ L6	25	0	25	0	25	0
DRCT 1	FBP	25	0	25	0	25	0
	iDose ⁴ L4	25	0	25	0	25	0
	iDose ⁴ L6	25	0	25	0	25	0
DRCT 2	FBP	25	0	25	0	25	0
	iDose ⁴ L4	25	0	25	0	25	0
	iDose ⁴ L6	25	0	25	0	25	0
DRCT 3	FBP	24	1	25	0	17	8
	iDose ⁴ L4	25	0	25	0	25	0
	iDose ⁴ L6	25	0	25	0	25	0
DRCT 4	FBP	13	12	22	3	2	23
	iDose ⁴ L4	23	2	25	0	14	11
	iDose ⁴ L6	25	0	23	2	16	9

Mit abnehmendem Röhrenstrom-Zeit-Produkt nimmt die Anzahl der mit einer Punktzahl von 2 oder weniger als diagnostisch inakzeptabel bewerteten CT-Bilder zu. Unabhängig von der Art der angewandten Rekonstruktion (iDose⁴ L4, iDose⁴ L6, FBP) wurde die Bildqualität bei allen untersuchten Leichen für sämtliche anatomischen Strukturen beim SDCT-Protokoll sowie bei den DRCT-Protokollen 1 und 2 als diagnostisch akzeptabel bewertet. Bei CT-Bildern, die mit IR rekonstruiert wurden, wurde auch beim DRCT-Protokoll 3 die Bildqualität bei allen untersuchten Leichen für sämtliche anatomischen Strukturen als diagnostisch akzeptabel bewertet. Bei CT-Bildern, die mit FBP rekonstruiert wurden, wurde bei einer Leiche die Qualität der Darstellung des vorderen Beckenringes als diagnostisch inakzeptabel bewertet und bei acht Leichen wurde die Qualität der Darstellung des hinteren Beckenringes und des ISG als diagnostisch inakzeptabel bewertet. Beim DRCT-Protokoll 4 wurde die Bildqualität der mit FBP rekonstruierten CT-Bilder bei allen drei betrachteten anatomischen Strukturen zum Teil als diagnostisch inakzeptabel bewertet (**Abbildung 11**).

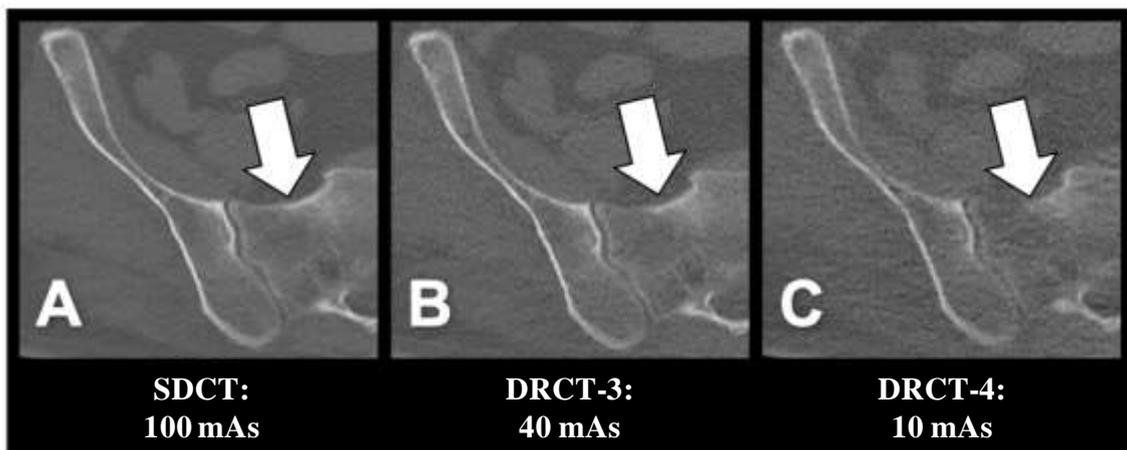


Abbildung 11. Vergrößerte Darstellung des hinteren Beckenringes von verschiedenen Untersuchungsprotokollen rekonstruiert mit iDose⁴ L4 bei derselben Leiche zur Verdeutlichung des Unterschiedes zwischen den Kategorien "diagnostisch akzeptabel" (A, B) und "diagnostisch inakzeptabel" (C).

Am häufigsten wurden der hintere Beckenring und das ISG mit 23 von 25 untersuchten Leichen im DRCT-Protokoll 4 als diagnostisch inakzeptabel bewertet. Auch die CT-Bilder, die mit den IR-Algorithmen iDose⁴ L4 und iDose⁴ L6 rekonstruiert wurden, wurden beim DRCT-Protokoll 4 zum Teil als diagnostisch inakzeptabel bewertet. Dabei wurde vor allem die Bildqualität des hinteren Beckenringes und des ISG als diagnostisch inakzeptabel bewertet (11 Leichen bei iDose⁴ L4 und 9 Leichen bei iDose⁴ L6).

Das DRCT-Protokoll 3 stellte sich mit der Anwendung beider Iterationsstufen von iDose⁴ als das Untersuchungsprotokoll mit der niedrigsten Strahlendosis heraus, bei dem die Bildqualität für alle drei anatomischen Strukturen bei allen untersuchten Leichen als diagnostisch akzeptabel bewertet wurde.

4. Diskussion

In der vorliegenden Studie wurden die Durchführbarkeit und das Ausmaß der Strahlendosisreduktion bei CT-Untersuchungen des knöchernen Beckens untersucht. Die besondere Relevanz dieser Fragestellung ergibt sich aus der stetig zunehmenden Anzahl an CT-Untersuchungen im klinischen Alltag. Diese Zunahme an Untersuchungen führt gleichzeitig zu einem Anstieg der Strahlenbelastung und erhöht somit die Wahrscheinlichkeit iatrogener stochastischer Strahlenschäden für die betroffenen Patienten (Bundesamt für Strahlenschutz 2018a). Laut der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) liegt das Risiko eines stochastischen Strahlenschadens bei 5 % pro Sievert (ICRP 2007). Brenner und Hall postulieren, dass in den USA etwa 1,5 – 2 % aller Krebserkrankungen durch die mit CT-Untersuchungen einhergehende Strahlenbelastung hervorgerufen werden (Brenner und Hall 2007). Ähnlich dem hippokratischen Prinzip *primum non nocere* gilt in der Radiologie das ALARA-Prinzip (englisch: ALARA = as low as reasonably achievable: „so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar“). Entsprechend soll das Risiko stochastischer Strahlenschäden minimiert werden und es bedarf stetiger Weiterentwicklung der angewandten Techniken (Oestreich 2014). Bei der Umsetzung dieses Bestrebens durch Modifizierung der Untersuchungsparameter, beispielsweise durch Reduktion des Röhrenstrom-Zeit-Produktes, seitens des Untersuchers liegt laut einer Publikation der ICRP noch viel ungenutztes Potenzial, da die Bildqualität oft über dem Minimum für eine sichere und zuverlässige Diagnostik liegt (Valentin und ICRP 2007).

4.1 Durchführbarkeit und Ausmaß der Dosisreduktion

Unsere Ergebnisse zeigen, dass die effektive Dosis bei CT-Untersuchungen des knöchernen Beckens unter Gewährleistung einer zuverlässig diagnostisch akzeptablen Bildqualität im Vergleich zum klinisch implementierten SDCT-Protokoll von 2 mSv um 60 % auf 0,8 mSv reduziert werden kann. Das Bundesamt für Strahlenschutz gab 2016 für CT-Untersuchungen des knöchernen Beckens 3,4 mSv als Referenzwert für die effektive Strahlendosis an (Bundesamt für Strahlenschutz 2016). Im Vergleich zu dem amtlich vorgegebenen Referenzwert konnte die Strahlendosis in dem klinisch akzeptablen reduzierten DRCT-Protokoll 3 sogar um 76 % reduziert werden.

Verglichen mit dem von Schegeger et al. 2017 veröffentlichten ermittelten Durchschnittswert für die effektive Dosis von 4,5 mSv für CT-Untersuchungen des Beckens in Deutschland konnte die effektive Dosis in unserer Studie um 82 % reduziert werden (Schegeger et al. 2017).

Im Jahr 2016 veröffentlichten Vilar-Palop et al. eine groß angelegte retrospektive Studie, in der sie die häufig zitierten Referenzwerte für die effektive Dosis von den häufigsten röntgenologischen Standarduntersuchungen aus den ICRP-Publikationen 60 (1990) und 103 (2007) mit einer Publikation von Mettler et al. (2008) verglichen. Weiterhin wurden diese Werte mit denen verglichen, die die Europäische Kommission in einer Publikation im Rahmen eines Projektes namens „Dose Datamed 2“ (DDM2) im Jahr 2011 aus Daten von 36 europäischen Ländern veröffentlichte. Die hier berichteten Dosis-Werte aus den verschiedenen Quellen reichten von 6 mSv bis zu 8,3 mSv (Vilar-Palop et al. 2016). Damit liegt die von uns beim DRCT-Protokoll 3 mit einem Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 40 mAs ermittelte effektive Dosis mit 0,8 mSv deutlich unter den Referenzwerten der internationalen Literatur für CT-Untersuchungen des Beckens. Sie unterschreitet diese um 86 – 90 %.

Darüber hinaus wurden in der Studie von Vilar-Palop et al. die durchschnittlichen Werte für die effektive Dosis projektionsradiographischer Aufnahmen des Beckens verglichen. Diese Werte bewegten sich zwischen 0,37 (ICRP-Publikation 103) und 0,9 mSv (ICRP-Publikation 90) (Vilar-Palop et al. 2016).

Verglichen mit den Referenzwerten, die Vilar-Palop et al. aus den genannten Studien ermittelt haben, liegt die von uns ermittelte effektive Dosis bei der DRCT im oberen Bereich der projektionsradiographischen Aufnahmen und unterschreitet sogar die entsprechenden Werte der ICRP-Publikation 90.

CT-Untersuchungen des Beckens weisen gegenüber projektionsradiographischen Aufnahmen eine bessere Detailerkennbarkeit anatomischer und pathologischer Strukturen auf (Schicho et al. 2016; Guillaumondegui et al. 2002). Damit haben sie eine höhere diagnostische Aussagekraft. Unter der Berücksichtigung des Aspektes, dass die DRCT mit 0,8 mSv eine vergleichbare effektive Strahlendosis wie projektionsradiographische Aufnahmen hat, kann die DRCT in Abhängigkeit der Fragestellung als Bildgebung der ersten Wahl in Erwägung gezogen werden. So könnte beispielhaft die Reihenfolge verschiedener radiologischer Bildgebungen wie Projektionsradiographie des Beckens und zusätzlich durchgeführte CT vermieden werden. Insbesondere bei vermuteter hinterer Beckenringfraktur ist dies relevant, da diese oftmals nicht in der Projektionsradiographie erkannt werden kann (Rommens und Wagner 2012; Guillaumondegui et al. 2002; Schicho et al. 2016). So könnte neben einer Einsparung an Strahlendosis auch der verletzte Patient geschont werden, da nur eine Untersuchung durchgeführt würde.

Neben der Reduktion der Strahlendosis durch Modulation technischer Parameter bietet eine kritische Auseinandersetzung des Untersuchers mit der gestellten Indikation bereits das Potenzial, die Strahlendosis durch Anpassung an den diagnostischen Zweck zu

senken (Valentin und ICRP 2007). Die Untersuchung von Hochkontrast-Strukturen erfordert andere Einstellungen der CT-Parameter als die Untersuchung von Niedrigkontrast-Strukturen in derselben Körperregion für eine vergleichbare diagnostische Sicherheit (Schegerer et al. 2017; Ehman et al. 2014). Schegerer et al. fanden in einer nationalen Umfrage in Deutschland heraus, dass in den meisten Fällen sowohl für die Untersuchung von Hochkontrast-Strukturen wie dem knöchernen Becken als auch für die Untersuchung von korrespondierenden Niedrigkontrast-Strukturen wie dem umliegenden Weichgewebe und den umliegenden Organen die gleichen CT-Untersuchungsprotokolle angewandt werden. Sie betonen in Übereinstimmung mit McCollough et al., dass die Strahlendosis bei Hochkontrast-Untersuchungen im Vergleich zu der Strahlendosis bei Niedrigkontrast-Untersuchungen reduziert werden sollte (Schegerer et al. 2017; McCollough et al. 2015).

In unserer Studie zur Dosisreduktion des knöchernen Beckens wurden dezidiert die das Becken stabilisierenden und definierenden anatomischen Strukturen Azetabulum, vorderer und hinterer Beckenring einschließlich ISG beurteilt (Khurana et al. 2014). Die Ergebnisse unserer Studie zeigen, dass der vordere Beckenring und das Azetabulum unabhängig vom Untersuchungsprotokoll und der angewandten Rekonstruktionstechnik besser bewertet wurden als der hintere Beckenring einschließlich des ISG. Mit abnehmender Strahlendosis wurde die unterlegene Bildqualität des hinteren Beckenringes und des ISG deutlicher, wodurch die diagnostische Annehmbarkeit verglichen mit den anderen Strukturen relevant beeinträchtigt wurde. Insbesondere mit zunehmendem Alter und zusätzlich auch osteoporotisch bedingt finden in den Strukturen des hinteren Beckenringes, vor allem im Os sacrum, fettige Umbauprozesse des Knochenmarks statt (Bolan et al. 2013; Kugel et al. 2001; Yeung et al. 2005). Das knöcherne Becken wird per se als Hochkontrast-Struktur betrachtet. Durch die fettigen Umbauprozesse kann der

Markraum des hinteren Beckenringes jedoch in Relation zum vorderen Beckenring und dem Azetabulum als Niedrigkontrast-Struktur beurteilt werden.

Ein Grund für die unterlegene Bildqualität des hinteren Beckenringes gegenüber den anderen beurteilten anatomischen Strukturen ist demnach, dass für Niedrigkontrast-Strukturen eine höhere Strahlendosis benötigt wird, um eine vergleichbare Bildqualität zu erzielen und diese adäquat abzubilden (Scheggerer et al. 2017).

Das Bestreben, die Strahlendosis bei CT-Untersuchungen durch die Modulation technischer Parameter zu reduzieren, führt unabhängig von dem entsprechenden Parameter zu einem gesteigerten Bildrauschen und zum vermehrten Auftreten von Artefakten, was eine verminderte Bildqualität und damit eine verminderte diagnostische Sicherheit zur Folge haben kann (Maldjian und Goldman 2013; Kalra et al. 2004; Holmquist et al. 2016). Dieses vermehrte Bildrauschen im Rahmen der Dosisreduktion kann durch eine geeignete Bildrekonstruktion zu großen Teilen kompensiert werden.

Unsere Ergebnisse zeigen, dass die Reduktion der Strahlendosis mit der Rekonstruktion mittels FBP schon früh durch eine durch starkes Bildrauschen verminderte Bildqualität limitiert wird. Mit der stetig abnehmenden Strahlendosis in den DRCT-Protokollen nahm auch die Bildqualität stetig ab, sodass die mittels FBP rekonstruierten Bilddaten bei einem Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 40 mAs nicht mehr als diagnostisch ausreichend bewertet wurden. Insbesondere bei DRCT-Protokollen mit deutlich herabgesetzter Strahlendosis zeigt sich hier die Überlegenheit der IR mittels iDose⁴, die verglichen mit der FBP die Bildqualität signifikant verbessert und damit auch bei niedriger Strahlendosis diagnostisch akzeptable CT-Bilder ermöglicht. Die Eigenschaft des IR-Algorithmus iDose⁴, das Bildrauschen im Vergleich zur FBP bei gleichbleibender räumlicher Hochkontrast-Auflösung signifikant zu reduzieren, ermöglicht eine relevante Dosisreduktion bei Hochkontrast-CT-Untersuchungen des Beckens.

Auch die Bewertung der Detailgenauigkeit und Bildqualität des hinteren Beckenringes war in unserer Studie bei den DRCT-Protokollen mit IR besser als bei der entsprechenden Rekonstruktion mit FBP. Das wird insbesondere beim DRCT-Protokoll 3 deutlich, bei dem die Bildqualität der mit IR rekonstruierten CT-Bilder sämtlicher Leichen als akzeptabel beurteilt wurde, während bei den mit FBP rekonstruierten CT-Bildern acht als diagnostisch inakzeptabel bewertet wurden.

McCullough et al. beschreiben in einem experimentellen Versuchsaufbau, dass die räumliche Auflösung bei CT-Bildern, die mit IR rekonstruiert wurden, nicht proportional zur Dosisreduktion abnimmt. Sie betonen, dass IR bei dosisreduzierten CT-Protokollen die räumliche Auflösung von Niedrigkontrast-Strukturen im Vergleich zum Standarddosis-CT-Protokoll, das mit FBP rekonstruiert wurde, maßgeblich verschlechtern kann, während die räumliche Auflösung von Hochkontrast-Strukturen unverändert bleibt. Ein Ergebnis ihrer Studie ist, dass bei einer Dosisreduktion um 25 - 50 % kombiniert mit der Anwendung von IR die räumliche Auflösung von Niedrigkontrast-Strukturen verglichen mit der Anwendung von FBP so weit beeinträchtigt sein kann, dass die Bildqualität keine adäquate Diagnostik mehr zulässt (McCullough et al. 2015). In einer Studie von Ehman et al. zu Methoden zur Reduktion des Bildrauschens bei CT Untersuchungen des Abdomens und des Beckens stellte die Arbeitsgruppe fest, dass das Bildrauschen und das Kontrast-zu-Bildrauschen-Verhältnis zwar objektiv messbar sind, aber die subjektive Einschätzung der diagnostischen Bildqualität als Hauptlimitation weiterer Dosisreduktion anzusehen ist (Ehman et al. 2014).

Im Rahmen unserer Studie tritt dieser Effekt der unzureichenden diagnostischen Sicherheit durch eine beeinträchtigte räumliche Auflösung von Niedrigkontrast-Strukturen (der hintere Beckenring) bei der Rekonstruktion mit IR erst ab dem DRCT-Protokoll 4 mit einer Dosisreduktion von 85 % auf. In diesem

DRCT-Protokoll zeigten die mit IR rekonstruierten Bilder zwar ein geringeres OIN als das SDCT-Protokoll mit FBP, jedoch wurde die diagnostische Bildqualität niedriger bewertet. Hingegen überwiegt in dem DRCT-Protokoll 3 bei einer Dosisreduktion um 60 % die im Vergleich zur FBP effektivere Reduktion des Bildrauschens unter Beibehaltung einer diagnostisch akzeptablen Bildqualität.

Diese Ergebnisse legen die Schlussfolgerung nahe, dass bei CT-Untersuchungen des knöchernen Beckens beim DRCT-Protokoll 4 mit einer effektiven Dosis von 0,3 mSv und einer Dosisreduktion um 85 % gegenüber dem SDCT-Protokoll eine physikalische Grenze der Dosisreduktion erreicht ist, bei der wegen eines zu starken Bildrauschens bzw. wegen einer methodeninhärenten Beeinträchtigung der räumlichen Auflösung von Niedrigkontrast-Strukturen der hintere Beckenring nicht mehr mit ausreichender Bildqualität abgegrenzt werden kann.

4.2 Vergleich mit entsprechender Studienlage

In der vorliegenden Studie wurden die Durchführbarkeit und der Umfang der Dosisreduktion bei CT-Untersuchungen des knöchernen Beckens untersucht. Das Besondere dieser Studie ist, dass durch die Verwendung von Leichen die Untersuchung des Effektes der Dosisreduktion auf die Bildqualität mittels repetitiver Anwendung ionisierender Strahlung im selben Individuum möglich war.

In den meisten Studien zur Dosisreduktion werden bereits klinisch implementierte CT-Protokolle retrospektiv verglichen (Schmidt-Holtz et al. 2018; Veldhoen et al. 2014; Laqmani et al. 2016; Weinrich et al. 2018).

Im Gegensatz zu repetitiven CT-Untersuchungen an lebenden Menschen war diese Versuchsanordnung ethisch vertretbar (Püschel 2016). Da knöcherne Strukturen bewertet werden sollten, war auch der schon einsetzende Verwesungsprozess (der Todeszeitpunkt

lag im Durchschnitt $5,2 \pm 5,1$ Tage vor der CT) hinsichtlich der Bildqualität zu vernachlässigen.

Bislang existieren nur wenige, über 10 Jahre alte, Leichenstudien zur Reduktion der Strahlendosis bei CT-Untersuchungen des Beckens (Gurung et al. 2005; Wedegärtner 2004).

In diesen Studien wird eine Dosisreduktion auf 4,9 mSv (Wedegärtner 2004) beziehungsweise 4,4 mSv (Gurung et al. 2005) empfohlen. Im Vergleich ist die effektive Dosis von 0,8 mSv aus dem DRCT-Protokoll, das in der vorliegenden Studie die besten Ergebnisse geliefert hat, um 84 bzw. 82 % niedriger. Diese Ergebnisse sind verglichen mit den Ergebnissen aus unserer Studie in ihrer Aussagekraft für heutige Verhältnisse limitiert, da sie bereits mehr als zehn Jahre alt sind und ohne IR-Algorithmen erfasst wurden. Für IR ist eine hohe Rechenleistung der Computer erforderlich, die zu dieser Zeit noch nicht zur Verfügung stand und so die Implementierung dieser Rekonstruktion in den klinischen Alltag verhinderte (Stiller 2018). Eine weitere Limitation ist die geringe Anzahl an Leichen, die untersucht wurden. Bei Wedegärtner et al. waren es 5 Leichen (Wedegärtner 2004) und bei Gurung et al. 12 Leichen (Gurung et al. 2005). Mit 25 untersuchten Leichen hatte die vorliegende Studie eine wesentlich aussagekräftigere Stichprobengröße.

4.3 Kritische Auseinandersetzung mit dem Studiendesign

Im Folgenden werden die Limitationen der vorliegenden Studie diskutiert.

Zum einen wurde die Bildqualität anhand eines subjektiven Maßstabes hinsichtlich klinisch wichtiger anatomischer Strukturen evaluiert. Die Auswahl der Leichen erfolgte nicht nach dem Kriterium, eine Pathologie wie eine Fraktur oder eine Knochenläsion im Beckenskelett aufzuweisen, sodass bei der Bewertung der akquirierten CT-Bilder auch

nicht die Erkennbarkeit solcher Pathologien ausschlaggebend für die Bewertung sein konnte. Da insbesondere die Erkennung von Insuffizienzfrakturen des hinteren Beckenringes mit einer inadäquaten Einstellung der Bildgebung und der Untersuchungsparameter problematisch ist (Scheyerer et al. 2012), sollten sich zukünftige Untersuchungen explizit der Anwendbarkeit von DRCT hinsichtlich dieser Fragestellung widmen. Entsprechend wäre ein Versuchsaufbau, in dem möglichst subtile Frakturen untersucht werden, von klinischer Relevanz.

Weiterhin lag die Röhrenspannung aller angewandten CT-Protokolle bei 120 kV. Einige Autoren empfehlen die Verwendung von 140 kV, da dadurch das Bildrauschen reduziert und damit die Bildqualität insbesondere bei Patienten mit einem hohen BMI effektiv verbessert werden könnte (Kalra et al. 2004; Gleeson et al. 2010). Zur Kompensation des gesteigerten Bildrauschens wird das Röhrenstrom-Zeit-Produkt durch ein System zur automatischen Expositionskontrolle erhöht. Laut Maldjian et al. muss das Verhältnis von Röhrenspannung und Röhrenstrom-Zeit-Produkt abhängig vom BMI des Patienten gewählt werden, um die Dosis unter Gewährleistung einer adäquaten Bildqualität am effektivsten zu reduzieren. Bei einem niedrigen bis mittleren BMI wird ein Untersuchungsprotokoll mit einer niedrigen Röhrenspannung und einem erhöhten Röhrenstrom-Zeit-Produkt empfohlen, während bei einem hohem BMI ein Untersuchungsprotokoll mit einer erhöhten Röhrenspannung und einem niedrigen Röhrenstrom-Zeit-Produkt empfohlen wird (Maldjian und Goldman 2013). McCollough et al. merken an, dass das Röhrenstrom-Zeit-Produkt der Hauptparameter ist, der an die Konstitution des Patienten angepasst wird. Die Röhrenspannung sollte lediglich zur Dosisoptimierung bei fettleibigen Patienten als variabler Faktor in Erwägung gezogen werden (McCollough et al. 2009). Eine Röhrenspannung von 120 kV als Grundeinstellung der CT-Untersuchungen scheint in der Literatur demnach durchaus gerechtfertigt zu sein, um bei dem Großteil der Patienten die effektivste Dosisreduktion

unter Gewährleistung einer adäquaten Bildqualität zu erzielen. Der Einfluss einer erhöhten oder variablen Röhrenspannung und das Verhältnis der Untersuchungsparameter zueinander hinsichtlich der Reduktion der Strahlendosis sollten zukünftig durchaus Gegenstand weiterer Untersuchungen werden.

Eine weitere Limitation war unsere Feststellung, dass der BMI einen Störfaktor hinsichtlich der quantitativen und qualitativen Bildqualität darstellt. Ein erhöhter BMI führt zu einer Zunahme des objektiven Bildrauschens und zu einer reduzierten subjektiven Wahrnehmung der Bildqualität. Maldjian et al. geben an, dass das Röhrenstrom-Zeit-Produkt exponentiell gesteigert werden müsste, um das erhöhte Bildrauschen bei zunehmendem BMI zu kompensieren (Maldjian und Goldman 2013). Daraus folgt, dass das vorgestellte DRCT-Protokoll und damit der ermittelte Umfang der Dosisreduktion bei fettleibigen Patienten möglicherweise nicht zuverlässig eine adäquate Bildqualität bietet. Bei fettleibigen Patienten sollte daher eine individuelle Dosisoptimierung über eine Anpassung der Röhrenspannung und des Röhrenstrom-Zeit-Produktes erfolgen.

Ferner wurde der Einfluss von metallischen Implantaten auf die Bildqualität von DRCT-Protokollen in dieser Studie nicht untersucht. Metallische Implantate verursachen eine Aufhärtung der Strahlung und einen Photonenmangel, wodurch Streifenartefakte entstehen, die die Bildqualität maßgeblich beeinträchtigen (Barrett und Keat 2004). Aus diesem Grund werden bei Patienten mit metallischen Implantaten im Untersuchungsbereich DRCT-Protokolle typischerweise vermieden (Subhas et al. 2018). Einige Studien haben den Nutzen von neuen Rekonstruktionsalgorithmen zur Reduktion von Metallartefakten (MAR) und die Vorzüge von virtuellen monoenergetischen Bildern aus Untersuchungen mit einem Spectral-CT-Detektor evaluiert und mit

DRCT-Protokollen kombiniert (Subhas et al. 2018; Große Hokamp et al. 2018). Die Studien zeigten vielversprechende Ergebnisse. MAR-Algorithmen scheinen bei der Reduktion von Photonenmangel-Artefakten überlegen zu sein, während die Anwendung von Spectral-CT-Detektoren Aufhärtingsartefakte effektiver reduziert (Große Hokamp et al. 2018). Die Kombination beider Methoden hinsichtlich einer weiteren Dosisoptimierung bei Patienten mit metallischen Implantaten dürfte in der Zukunft Gegenstand vielversprechender Untersuchungen sein. Entsprechend sind die Ergebnisse dieser Dissertation nicht für Patienten mit metallischen Implantaten gültig.

In dieser Studie wurden projektionsradiographische Aufnahmen und deren Strahlendosis nicht evaluiert. Diese Art der Bildgebung ist meistens die erste radiologische Maßnahme, die bei Patienten mit Verdacht auf eine Beckenfraktur unternommen wird (Grieser 2020; Pehle et al. 2003). Wie bereits erwähnt bewegt sich die von uns im DRCT-Protokoll 3 ermittelte effektive Dosis von 0,8 mSv im oberen Bereich der von Vilar-Palop et al. ermittelten Durchschnittswerte für projektionsradiographische Aufnahmen des Beckenskeletts (Vilar-Palop et al. 2016). Es war zwar nicht das primäre Ziel dieser Studie, aber ein intraindividuellem Vergleich der Strahlendosen von CT-Aufnahmen und Projektionsradiographie bei demselben Individuum könnte die Bedeutung von DRCT-Untersuchungen als erste bildgebende Maßnahme bei Verdacht auf eine Beckenfraktur weiter ausbauen und sollte in entsprechend angelegten Studien weiter untersucht werden.

Des Weiteren wurden lediglich FBP und zwei Iterationsstufen eines IR-Algorithmus eines Herstellers zur Bildrekonstruktion verwendet. Eine weitere Dosisoptimierung könnte erreicht werden, wenn mehrere verschiedene IR-Algorithmen verschiedener Hersteller in sämtlichen verfügbaren Iterationsstufen im intraindividuellen Vergleich

evaluiert werden, um die am besten geeignete Kombination aus DRCT-Protokoll und Rekonstruktion zu ermitteln.

Überdies verwendeten wir in unseren Untersuchungen für die Bewertungen der akquirierten CT-Bilder eine Schichtdicke von 3 mm. In den europäischen Richtlinien für Qualitätskriterien für Computertomographie wird bei CT-Untersuchungen des knöchernen Beckens eine Schichtdicke von 3-5 mm empfohlen (Bongartz et al. 2000). Die Schichtdicke hat keinen direkten Einfluss auf die Strahlendosis. Allerdings führt eine reduzierte Schichtdicke gleichzeitig zu einer besseren räumlichen Auflösung und zu einem gesteigerten Bildrauschen (Maldjian und Goldman 2013; Bongartz et al. 2000). Um das Bildrauschen konstant zu halten, muss die Strahlendosis bei einer Reduktion der Schichtdicke in einem antiproportionalen Verhältnis erhöht werden (Kanal et al. 2007). Um unsere Ergebnisse auf die Bewertung von CT-Bildern mit anderen Schichtdicken im klinischen Alltag anderer Institutionen verlässlich zu übertragen, bedarf es weiterer Studien zum Einfluss der Schichtdicke auf die Bildqualität und die damit verbundene Möglichkeit der Dosisoptimierung.

Abschließend wurde möglicherweise aufgrund leicht unterschiedlicher Bildtexturen hinsichtlich FBP und IR keine ideale Verblindung für die Rekonstruktionstechniken erzielt.

4.4 Schlussfolgerung

Zusammenfassend zeigt unsere Studie, dass die Strahlendosisreduktion bei CT-Untersuchungen des knöchernen Beckens in substantiellem Umfang möglich ist. Mittels der Rekonstruktion mit IR und unter Verwendung einer Röhrenspannung von 120 kV und einem Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 40 mAs kann bei einer effektiven Dosis von 0,8 mSv zuverlässig eine diagnostisch akzeptable Bildqualität gewährleistet werden. Gemäß dem ALARA-Prinzip der Dosisoptimierung ergibt sich aus dieser Studie die Möglichkeit, das erprobte dosisreduzierte CT-Protokoll mit IR in die klinische Routine einzuführen.

5. Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war, die Durchführbarkeit und den Umfang einer möglichen Reduktion der Strahlendosis bei CT-Untersuchungen des knöchernen Beckens im Leichenmodell zu untersuchen. Zu diesem Zweck wurden von 25 Leichen jeweils die Rohdaten mit einem Standarddosis-CT-Protokoll (SDCT) als Referenz und vier verschiedenen dosisreduzierten CT-Protokollen (DRCT), die sich in einem stufenweise reduzierten Röhrenstrom-Zeit-Produkt unterschieden, akquiriert. Diese wurden daraufhin mit der sogenannten gefilterten Rückprojektion (FBP) und zwei Stufen, L4 und L6, des iterativen Rekonstruktionsalgorithmus (IR) iDose⁴ rekonstruiert. Die rekonstruierten Daten wurden zum einen quantitativ anhand der CT-Dichte und des objektiven Bildrauschens evaluiert. Zum anderen erfolgte eine qualitative Bewertung der Bildqualität durch zwei unabhängige Untersucher mit 7- bzw. 4-jähriger Erfahrung in der Auswertung muskuloskelettaler CT-Bildgebung. Dabei wurden die Bildqualität und die diagnostische Annehmbarkeit der anatomischen Strukturen vorderer Beckenring, Azetabulum und hinterer Beckenring einschließlich Iliosakralgelenk anhand einer 5-Punkte-Skala bewertet. Diese Bewertungen wurden mittels eines Mischeffekt Modells für wiederholte Messungen ausgewertet. Die Bildqualität der anatomischen Strukturen wurde bei den IR für alle Protokolle bis auf das DRCT-Protokoll 4 als diagnostisch akzeptabel eingestuft. Für die FBP-Rekonstruktionen konnte bereits beim DRCT-Protokoll 3 keine diagnostische Sicherheit gewährleistet werden. Der hintere Beckenring wurde im Durchschnitt am niedrigsten bewertet. Zusammenfassend war das DRCT-Protokoll 3 (Röhrenstrom-Zeit-Produkt: 40 mAs; Röhrenspannung: 120 kV) kombiniert mit IR demnach das Untersuchungsprotokoll, das mit 0,8 mSv die größte Dosisreduktion um 60 % verglichen mit dem SDCT-Protokoll unter Gewährleistung einer zuverlässigen Diagnostik ermöglichte. Das DRCT-Protokoll ist geeignet, das Risiko

stochastischer Strahlenschäden für den Patienten effektiv zu reduzieren und könnte in die klinische Routine implementiert werden.

6. Abstract

The purpose of this study was to investigate the feasibility and the extent of dose reduction in CT of the skeletal pelvis of human cadavers. Therefore, the pelvis of 25 human cadavers was repeatedly examined using different reduced-dose CT (RDCT) protocols with decreasing reference tube current – exposure time products (RDCT protocol 1, 80 mAs; RDCT protocol 2, 60 mAs; RDCT protocol 3, 40 mAs; and RDCT protocol 4, 10 mAs) and a tube voltage of 120 kV. A standard-dose CT (SDCT) protocol with a reference tube current – exposure time product of 100 mAs and a tube voltage of 120 kV used for the same cadavers served as the reference. Raw data were reconstructed using FBP and two increasing levels of IR (IR levels 4 and 6). The reconstructed data were evaluated through attenuation and objective image noise. Furthermore, image quality and diagnostic acceptability of images of the anterior pelvic ring, acetabulum, and posterior pelvic ring including the sacroiliac joints were evaluated on a 5-point scale. A mixed-effects model for repeated measures was performed. The image quality of all anatomic structures was rated as diagnostically acceptable for all protocols reconstructed with IR, except for 11 cadavers that were imaged using RDCT protocol 4. For reconstructions with FBP, image quality was generally rated lower and was diagnostically acceptable only for images obtained using SDCT and RDCT protocol 1 and 2. The posterior pelvic ring was generally rated lower than the other anatomic structures. RDCT protocol 3 with IR was the RDCT protocol with the largest reduced dose still allowing diagnostically acceptable image quality for all anatomic structures in all cadavers. Compared with SDCT, RDCT protocol 3 (tube current – exposure time product: 40 mAs; tube voltage: 120 kV) resulted in a significantly reduced mean (\pm SD) effective radiation dose of 0.8 mSv. To adhere to the ALARA (as low as reasonably achievable) principle, submillisievert pelvic CT protocols combined with IR could be implemented as part of routine clinical practice.

7. Abkürzungsverzeichnis

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
AP	Anterior-posteriorer Durchmesser
BfS	Bundesamt für Strahlenschutz
BMI	Body-Mass-Index
CT	Computertomographie
CTDI _{vol}	Volumen-CT-Dosisindex
DDM2	Dose Datamed 2
DGU	Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie
DPM	Dies post mortem
DRCT	Dosisreduzierte Computertomographie
FBP	Filtered back projection
HE	Hounsfield-Einheit
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IEC	International Electrotechnical Commission
IR	Iterative Rekonstruktion
ISG	Iliosakralgelenk
KI	Konfidenzintervall
LAT	Lateraler Durchmesser
MAR	Metal Artifact Reduction
MDCT	Multidetektor-Computertomographie
OIN	Objective Image Noise
PACS	Picture Archiving and Communication System
PMLC	Post Mortem Learning Center
PMMA	Polymethylmethacrylat
SDCT	Standarddosis-Computertomographie
SNR	Signal to Noise Ratio
SSDE	Size Specific Dose Estimate
UKE	Universitätsklinikum Eppendorf
WHO	World Health Organization

8. Literaturverzeichnis

- AAPM (2011) Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf; Stand 24. April 2020.
- Ambrose, J. (1973) Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 2. Clinical application*. *The British Journal of Radiology* 46 (552), 1023–1047.
- Aspray, T.J. and Hill, T.R. in JR Harris & VI Korolchuk (editors), (2019) Osteoporosis and the Ageing Skeleton. *Biochemistry and Cell Biology of Ageing: Part II Clinical Science* Singapore: Springer Singapore. 453–476.
- Balogh, Z., King, K.L., Mackay, P., McDougall, D., Mackenzie, S., Evans, J.A., Lyons, T. and Deane, S.A. (2007) The Epidemiology of Pelvic Ring Fractures: A Population-Based Study: *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care* 63 (5), 1066–1073.
- Barrett, J.F. and Keat, N. (2004) Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics* 24 (6), 1679–1691.
- Berg, E.E., Chebuhar, C. and Bell, R.M. (1996) Pelvic trauma imaging: a blinded comparison of computed tomography and roentgenograms. *The Journal of Trauma* 41 (6), 994–998.
- Böhme, J., Höch, A., Boldt, A. and Josten, C. (2012) Einfluss der Standard-Computertomografie hinsichtlich Frakturklassifikation und Therapie von Beckenringfrakturen bei Patienten über dem 65. Lebensjahr. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 150 (05), 477–483.
- Bolan, P.J., Arentsen, L., Sueblinvong, T., Zhang, Y., Moeller, S., Carter, J.S., Downs, L.S., Ghebre, R., Yee, D., Froelich, J. and Hui, S. (2013) Water-fat MRI for assessing changes in bone marrow composition due to radiation and chemotherapy in gynecologic cancer patients: Water-Fat MRI of Bone Marrow Composition. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 38 (6), 1578–1584.
- Bongartz, Golding, Jurik, Leonardi, van Meerten, Geleijns, Jessen, Panzer, Shrimpton and Tosi (2000) European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/htmlindex.htm>; Stand 19. Mai 2020.
- Brenner, D.J. and Hall, E.J. (2007) Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. *New England Journal of Medicine* 357 (22), 2277–2284.
- Brouwers, L., Lansink, K.W.W. and de Jongh, M.A.C. (2018) Quality of life after pelvic ring fractures: A cross-sectional study. *Injury* 49 (4), 812–818.

- Bundesamt für Strahlenschutz (2016) Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen. https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/fachinfo/ion/drw-roentgen.pdf?__blob=publicationFile&v=9; Stand 22. April 2020.
- Bundesamt für Strahlenschutz (2018a) Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung - Jahresbericht 2017/18. .
- Bundesamt für Strahlenschutz (2018b) Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Jahresbericht 2016. .
- Bundesamt für Strahlenschutz (2020) Effektive Dosis. BfS <https://www.bfs.de/SharedDocs/Glossareintraege/DE/E/effektive-dosis.html>; Stand 26. April 2020.
- Burge, R., Dawson-Hughes, B., Solomon, D.H., Wong, J.B., King, A. and Tosteson, A. (2007) Incidence and Economic Burden of Osteoporosis-Related Fractures in the United States, 2005-2025. *Journal of Bone and Mineral Research* 22 (3), 465–475.
- Burgess, A. (2010) Invited Commentary: Young-Burgess Classification of Pelvic Ring Fractures: Does It Predict Mortality, Transfusion Requirements, and Non-orthopaedic Injuries?: *Journal of Orthopaedic Trauma* 24 (10), 609.
- Coccolini, F., Stahel, P.F., Montori, G., Biffi, W., Horer, T.M., Catena, F., Kluger, Y., Moore, E.E., Peitzman, A.B., Ivatury, R., Coimbra, R., Fraga, G.P., Pereira, B., Rizoli, S., Kirkpatrick, A., Leppaniemi, A., Manfredi, R., Magnone, S., Chiara, O., Solaini, L., Ceresoli, M., Allievi, N., Arvieux, C., Velmahos, G., Balogh, Z., Naidoo, N., Weber, D., Abu-Zidan, F., Sartelli, M. and Ansaloni, L. (2017) Pelvic trauma: WSES classification and guidelines. *World Journal of Emergency Surgery* 12 (1), 5.
- Deak, P.D., Smal, Y. and Kalender, W.A. (2010) Multisection CT Protocols: Sex- and Age-specific Conversion Factors Used to Determine Effective Dose from Dose-Length Product. *Radiology* 257 (1), 158–166.
- Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie (2016) S3-Leitlinie Polytrauma / Schwerverletzten-Behandlung. https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/012-019I_S3_Polytrauma_Schwerverletzten-Behandlung_2017-08.pdf; Stand 21. April 2020.
- Ehman, E.C., Yu, L., Manduca, A., Hara, A.K., Shiung, M.M., Jondal, D., Lake, D.S., Paden, R.G., Blezek, D.J., Bruesewitz, M.R., McCollough, C.H., Hough, D.M. and Fletcher, J.G. (2014) Methods for Clinical Evaluation of Noise Reduction Techniques in Abdominopelvic CT. *RadioGraphics* 34 (4), 849–862.
- Euler, A., Szücs-Farkas, Z. and Schindera, S. (2014) Möglichkeiten der Strahlenreduktion bei der CT des Körperstamms. *Radiologie up2date* 14 (02), 163–176.

- Geyer, L.L., Schoepf, U.J., Meinel, F.G., Nance, J.W., Bastarrika, G., Leipsic, J.A., Paul, N.S., Rengo, M., Laghi, A. and De Cecco, C.N. (2015) State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. *Radiology* 276 (2), 339–357.
- Gleeson, T.G., Byrne, B., Kenny, P., Last, J., Fitzpatrick, P., O’Gorman, P. and Eustace, S.J. (2010) Image Quality in Low-dose Multidetector Computed Tomography: A Pilot Study to Assess Feasibility and Dose Optimization in Whole-body Bone Imaging. *Canadian Association of Radiologists Journal* 61 (5), 258–264.
- Gordon, R., Bender, R. and Herman, G.T. (1970) Algebraic Reconstruction Techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography. *Journal of Theoretical Biology* 29 (3), 471–481.
- Grant, P.T. (1990) The diagnosis of pelvic fractures by ‘springing’. *Emergency Medicine Journal* 7 (3), 178–182.
- Grieser, T. (2020) Radiologische Diagnostik von Beckenringfrakturen. *Der Radiologe* 60 (3), 226–246.
- Große Hokamp, N., Neuhaus, V., Abdullayev, N., Laukamp, K., Lennartz, S., Mpotsaris, A. and Borggrefe, J. (2018) Reduction of artifacts caused by orthopedic hardware in the spine in spectral detector CT examinations using virtual monoenergetic image reconstructions and metal-artifact-reduction algorithms. *Skeletal Radiology* 47 (2), 195–201.
- Guillamondegui, O.D., Pryor, J.P., Gracias, V.H., Gupta, R., Reilly, P.M. and Schwab, C.W. (2002) Pelvic Radiography in Blunt Trauma Resuscitation: A Diminishing Role: *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care* 53 (6), 1043–1047.
- Gurung, J., Khan, M.F., Maataoui, A., Herzog, C., Bux, R., Bratzke, H., Ackermann, H. and Vogl, T.J. (2005) Multislice CT of the pelvis: dose reduction with regard to image quality using 16-row CT. *European Radiology* 15 (9), 1898–1905.
- Hill, R.M.F., Robinson, C.M. and Keating, J.F. (2001) Fractures of the pubic rami: EPIDEMIOLOGY AND FIVE-YEAR SURVIVAL. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 83-B (8), 1141–1144.
- Holmquist, F., Nyman, U., Siemund, R., Geijer, M. and Söderberg, M. (2016) Impact of iterative reconstructions on image noise and low-contrast object detection in low kVp simulated abdominal CT: a phantom study. *Acta Radiologica* 57 (9), 1079–1088.
- ICRP (2007) *Annals of the ICRP*. *Annals of the ICRP* 37 (2–4), 9–34.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., Hamberg, L.M., Blake, M.A., Shepard, J.-A. and Saini, S. (2004) Strategies for CT Radiation Dose Optimization. *Radiology* 230 (3), 619–628.

- Kanal, K.M., Stewart, B.K., Kolokythas, O. and Shuman, W.P. (2007) Impact of Operator-Selected Image Noise Index and Reconstruction Slice Thickness on Patient Radiation Dose in 64-MDCT. *American Journal of Roentgenology* 189 (1), 219–225.
- Khurana, B., Sheehan, S.E., Sodickson, A.D. and Weaver, M.J. (2014) Pelvic Ring Fractures: What the Orthopedic Surgeon Wants to Know. *RadioGraphics* 34 (5), 1317–1333.
- Kugel, H., Jung, C., Schulte, O. and Heindel, W. (2001) Age- and sex-specific differences in the 1H-spectrum of vertebral bone marrow. *Journal of magnetic resonance imaging: JMRI* 13 (2), 263–268.
- Lampart, A., Arnold, I., Mäder, N., Niedermeier, S., Escher, A., Stahl, R., Trumm, C., Kammerlander, C., Böcker, W., Nickel, C.H., Bingisser, R. and Pedersen, V. (2019) Prevalence of Fractures and Diagnostic Accuracy of Emergency X-ray in Older Adults Sustaining a Low-Energy Fall: A Retrospective Study. *Journal of Clinical Medicine* 9 (1), 97.
- Laqmani, A., Veldhoen, S., Dulz, S., Derlin, T., Behzadi, C., Schmidt-Holtz, J., Wassenberg, F., Sehner, S., Nagel, H.-D., Adam, G. and Regier, M. (2016) Reduced-dose abdominopelvic CT using hybrid iterative reconstruction in suspected left-sided colonic diverticulitis. *European Radiology* 26 (1), 216–224.
- Little, M.P., Wakeford, R., Borrego, D., French, B., Zablotska, L.B., Adams, M.J., Allodji, R., de Vathaire, F., Lee, C., Brenner, A.V., Miller, J.S., Campbell, D., Pearce, M.S., Doody, M.M., Holmberg, E., Lundell, M., Sadetzki, S., Linet, M.S. and Berrington de González, A. (2018) Leukaemia and myeloid malignancy among people exposed to low doses (<100 mSv) of ionising radiation during childhood: a pooled analysis of nine historical cohort studies. *The Lancet Haematology* 5 (8), e346–e358.
- Maldjian, P.D. and Goldman, A.R. (2013) Reducing Radiation Dose in Body CT: A Primer on Dose Metrics and Key CT Technical Parameters. *American Journal of Roentgenology* 200 (4), 741–747.
- Mandell, J.C., Weaver, M.J. and Khurana, B. (2018) Computed tomography for occult fractures of the proximal femur, pelvis, and sacrum in clinical practice: single institution, dual-site experience. *Emergency Radiology* 25 (3), 265–273.
- McCullough, C.H. (2008) CT DOSE: HOW TO MEASURE, HOW TO REDUCE: *Health Physics* 95 (5), 508–517.
- McCullough, C.H., Primak, A.N., Braun, N., Kofler, J., Yu, L. and Christner, J. (2009) Strategies for Reducing Radiation Dose in CT. *Radiologic Clinics of North America* 47 (1), 27–40.
- McCullough, C.H., Leng, S., Yu, L., Cody, D.D., Boone, J.M. and McNitt-Gray, M.F. (2011) CT dose index and patient dose: they are not the same thing. *Radiology* 259 (2), 311–316.

- McCullough, C.H., Yu, L., Kofler, J.M., Leng, S., Zhang, Y., Li, Z. and Carter, R.E. (2015) Degradation of CT Low-Contrast Spatial Resolution Due to the Use of Iterative Reconstruction and Reduced Dose Levels. *Radiology* 276 (2), 499–506.
- Mettler, F.A., Huda, W., Yoshizumi, T.T. and Mahesh, M. (2008) Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine: A Catalog. *Radiology* 248 (1), 254–263.
- National Institute for Health and Care Excellence (UK) (2017) Osteoporosis: assessing the risk of fragility fracture. London: National Institute for Health and Care Excellence (UK).
- Nelson, R.C., Feuerlein, S. and Boll, D.T. (2011) New iterative reconstruction techniques for cardiovascular computed tomography: How do they work, and what are the advantages and disadvantages? *Journal of Cardiovascular Computed Tomography* 5 (5), 286–292.
- Noël, P.B., Fingerle, A.A., Renger, B., Münzel, D., Rummeny, E.J. and Dobritz, M. (2011) Initial Performance Characterization of a Clinical Noise-Suppressing Reconstruction Algorithm for MDCT. *American Journal of Roentgenology* 197 (6), 1404–1409.
- Nüchtern, J.V., Hartel, M.J., Henes, F.O., Groth, M., Jauch, S.Y., Haegele, J., Briem, D., Hoffmann, M., Lehmann, W., Rueger, J.M. and Großterlinden, L.G. (2015) Significance of clinical examination, CT and MRI scan in the diagnosis of posterior pelvic ring fractures. *Injury* 46 (2), 315–319.
- Oestreich, A.E. (2014) RSNA Centennial Article: ALARA 1912: “As Low a Dose as Possible” a Century Ago. *RadioGraphics* 34 (5), 1457–1460.
- Pehle, B., Nast-Kolb, D., Oberbeck, R., Waydhas, C. and Ruchholtz, S. (2003) Wertigkeit der körperlichen und radiologischen Basisdiagnostik des Beckens in der Schockraumbehandlung. *Der Unfallchirurg* 106 (8), 642–648.
- Pisquiy, J.J., Carter, J.T., Chan, A., Kusnezov, N., Adler, A., J, P.J., T, C.J., A, C., N, K. and A, A. (2020) Incidence of Pelvic Ring Fractures in the U.S. Military Population. *Cureus Journal of Medical Science* 12 (2), .
- Püschel, K. (2016) Lehre und Forschung an Verstorbenen. *Rechtsmedizin* 26 (2), 115–119.
- Rommens, P.M. and Wagner, D. (2012) Surgical management of osteoporotic pelvic fractures: a new challenge. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 38 (5), 499–509.
- Sagara, Y., Hara, A.K., Pavlicek, W., Silva, A.C., Paden, R.G. and Wu, Q. (2010) Abdominal CT: Comparison of Low-Dose CT With Adaptive Statistical Iterative Reconstruction and Routine-Dose CT With Filtered Back Projection in 53 Patients. *American Journal of Roentgenology* 195 (3), 713–719.

- Scheegerer, A.A., Nagel, H.-D., Stamm, G., Adam, G. and Brix, G. (2017) Current CT practice in Germany: Results and implications of a nationwide survey. *European Journal of Radiology* 90, 114–128.
- Scheyerer, M.J., Osterhoff, G., Wehrle, S., Wanner, G.A., Simmen, H.-P. and Werner, C.M.L. (2012) Detection of posterior pelvic injuries in fractures of the pubic rami. *Injury* 43 (8), 1326–1329.
- Schicho, A., Schmidt, S.A., Seeber, K., Olivier, A., Richter, P.H. and Gebhard, F. (2016) Pelvic X-ray misses out on detecting sacral fractures in the elderly – Importance of CT imaging in blunt pelvic trauma. *Injury* 47 (3), 707–710.
- Schmidt-Holtz, J., Laqmani, A., Butscheidt, S., Kurfürst, M., Avanesov, M., Behzadi, C., Spink, C., Veldhoen, S., Nagel, H.D., Adam, G. and Regier, M. (2018) Iterative Model Reconstruction (IMR) in MDCT Below 2 mSv for the Detection of Urinary Calculi: Diagnostic Accuracy and Image Quality in Comparison to Filtered Back-Projection and 4th Generation Iterative Reconstruction (iDose4). *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* 190 (07), 630–636.
- Schweigkofler, U., Wohlrath, B., Trentsch, H., Greipel, J., Tamimi, N., Hoffmann, R. and Wincheringer, D. (2018) Diagnostics and early treatment in prehospital and emergency-room phase in suspicious pelvic ring fractures. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 44 (5), 747–752.
- Shlamovitz, G.Z., Mower, W.R., Bergman, J., Chuang, K.R., Crisp, J., Hardy, D., Sargent, M., Shroff, S.D., Snyder, E. and Morgan, M.T. (2009) How (Un)Useful is the Pelvic Ring Stability Examination in Diagnosing Mechanically Unstable Pelvic Fractures in Blunt Trauma Patients?: *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care* 66 (3), 815–820.
- Stiller, W. (2018) Basics of iterative reconstruction methods in computed tomography: A vendor-independent overview. *European Journal of Radiology* 109, 147–154.
- Stuby, F.M., Schäffler, A., Haas, T., König, B., Stöckle, U. and Freude, T. (2013) Insuffizienzfrakturen des Beckenrings. *Der Unfallchirurg* 116 (4), 351–366.
- Subhas, N., Pursyko, C.P., Polster, J.M., Obuchowski, N.A., Primak, A.N., Dong, F.F. and Herts, B.R. (2018) Dose Reduction With Dedicated CT Metal Artifact Reduction Algorithm: CT Phantom Study. *American Journal of Roentgenology* 210 (3), 593–600.
- Valentin, J. and ICRP (2007) Managing patient dose in multi-detector computed tomography(MDCT). ICRP Publication 102. *Annals of the ICRP* 37 (1), 1–79, iii.
- Veldhoen, S., Laqmani, A., Derlin, T., Karul, M., Hammerle, D., Buhk, J.-H., Sehner, S., Nagel, H.D., Chun, F., Adam, G. and Regier, M. (2014) 256-MDCT for evaluation of urolithiasis: Iterative reconstruction allows for a significant reduction of the applied radiation dose while maintaining high subjective and objective image quality: Iterative reconstruction in evaluation of urolithiasis. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology* 58 (3), 283–290.

- Vilar-Palop, J., Vilar, J., Hernández-Aguado, I., González-Álvarez, I. and Lumbreras, B. (2016) Updated effective doses in radiology. *Journal of Radiological Protection* 36 (4), 975–990.
- Wedegärtner (2004) Mehrzeilen-Spiral CT (MSCT) des Beckenskelettes: Dosisoptimierung unter Berücksichtigung der Bildqualität. *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* 176 (1), 106–112.
- Weinrich, J.M., Well, L., Regier, M., Behzadi, C., Sehner, S., Adam, G. and Laqmani, A. (2018) MDCT in suspected lumbar spine fracture: comparison of standard and reduced dose settings using iterative reconstruction. *Clinical Radiology* 73 (7), 675.e9-675.e15.
- Whiting, B.R., Massoumzadeh, P., Earl, O.A., O’Sullivan, J.A., Snyder, D.L. and Williamson, J.F. (2006) Properties of preprocessed sinogram data in x-ray computed tomography: Properties of preprocessed sinogram data in x-ray CT. *Medical Physics* 33 (9), 3290–3303.
- Willeminck, M.J. and Noël, P.B. (2019) The evolution of image reconstruction for CT— from filtered back projection to artificial intelligence. *European Radiology* 29 (5), 2185–2195.
- Yeung, D.K.W., Griffith, J.F., Antonio, G.E., Lee, F.K.H., Woo, J. and Leung, P.C. (2005) Osteoporosis is associated with increased marrow fat content and decreased marrow fat unsaturation: A proton MR spectroscopy study. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 22 (2), 279–285.

9. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1. Platzierung der ROIs für die CT-Dichte und das objektive Bildrauschen im Os Ilium (A) sowie im M. obturatorius internus (B) beidseits. Die Messbereiche sind gesondert gekennzeichnet (*). Bei den ungekennzeichneten weißen Kreisen handelt es sich um zentralvenöse bzw. -arterielle Zugänge. 28

Abbildung 2. Darstellung der bewerteten anatomischen Strukturen in koronarer, sagittaler und axialer Reformation. 31

Abbildung 3. CT-Dichte in Abhängigkeit von den CT-Untersuchungsprotokollen. Die Mittelwerte von iDose4 L4 und FBP sind bei sämtlichen Protokollen aufgrund der nahezu identischen Werte durch den Mittelwert von iDose4 L6 überlagert. 35

Abbildung 4. Objektives Bildrauschen in Abhängigkeit der CT-Untersuchungsprotokolle und Rekonstruktionen. Es zeigt sich ein nahezu linearer Anstieg des Bildrauschens proportional zur Dosisreduktion für sämtliche Rekonstruktionen. FBP zeigt verglichen mit IR ein stärkeres Bildrauschen. 35

Abbildung 5. Bewertung des vorderen Beckenringes in Abhängigkeit der CT Untersuchungsprotokolle und Rekonstruktionen mit einer 5-Punkte-Skala (5 $\hat{=}$ exzellente Bildqualität, 4 $\hat{=}$ gute Bildqualität, 3 $\hat{=}$ moderate Bildqualität, 2 $\hat{=}$ reduzierte Bildqualität, 1 $\hat{=}$ mangelhafte Bildqualität). Ein Wert unterhalb der Linie bei 3 Bewertungspunkten kennzeichnet eine diagnostisch inakzeptable Bildqualität. Mit zunehmender Dosisreduktion wurde die Detailerkennbarkeit des vorderen Beckenringes bei allen Rekonstruktionen niedriger bewertet. Bei den DRCT-Protokollen wurden die IR besser bewertet als die FBP. 38

Abbildung 6. Abbildungen des vorderen Beckenringes von der Leiche einer 54-jährigen Frau mit einem BMI von 29,4 kg/m² für alle drei Rekonstruktionen jedes Untersuchungsprotokolls. Die subjektive Bildqualität nimmt mit zunehmender Dosisreduktion in den DRCT-Protokollen ab. Beim DRCT-Protokoll 3 ist die diagnostische Sicherheit bei den Rekonstruktionen mit FBP eingeschränkt. Beim DRCT-Protokoll 4 gilt dies für FBP und iDose⁴ L4. Bei den ungekennzeichneten weißen Kreisen handelt es sich um zentralvenöse bzw. -arterielle Zugänge. 40

Abbildung 7. Bewertung des hinteren Beckenringes und des ISG in Abhängigkeit der CT-Untersuchungsprotokolle und Rekonstruktionen mit einer 5-Punkte-Skala (5 $\hat{=}$ exzellente Bildqualität, 4 $\hat{=}$ gute Bildqualität, 3 $\hat{=}$ moderate Bildqualität, 2 $\hat{=}$ reduzierte Bildqualität, 1 $\hat{=}$ mangelhafte Bildqualität). Ein Wert unterhalb der Linie bei 3 Bewertungspunkten kennzeichnet eine diagnostisch inakzeptable Bildqualität. Mit zunehmender Dosisreduktion wurde die Detailerkennbarkeit des hinteren Beckenringes und des ISG bei allen Rekonstruktionen niedriger bewertet. In den DRCT-Protokollen zeigt die Rekonstruktion mit IR eine überlegene Bildqualität gegenüber FBP. Beim DRCT-Protokoll 3 ist für FBP keine sichere Diagnostik mehr gewährleistet. Beim DRCT-Protokoll 4 gilt dies für sämtliche Rekonstruktionen. 41

Abbildung 8. Abbildungen des hinteren Beckenringes und des ISG von der Leiche einer 54-jährigen Frau mit einem BMI von 29,4 kg/m² jeweils für alle drei Rekonstruktionen jedes Untersuchungsprotokolls im direkten Vergleich. Die subjektive Bildqualität nimmt mit zunehmender Dosisreduktion in den DRCT-Protokollen ab. Beim DRCT-Protokoll 3 ist für FBP keine sichere Diagnostik mehr gewährleistet. Beim DRCT-Protokoll 4 gilt dies für sämtliche Rekonstruktionen. Bei den ungekennzeichneten weißen Kreisen handelt es sich um zentralvenöse bzw. -arterielle Zugänge. 43

Abbildung 9. Bewertung des Azetabulums in Abhängigkeit der CT-Untersuchungsprotokolle und Rekonstruktionen mit einer 5-Punkte-Skala (5 ≙ exzellente Bildqualität, 4 ≙ gute Bildqualität, 3 ≙ moderate Bildqualität, 2 ≙ reduzierte Bildqualität, 1 ≙ mangelhafte Bildqualität). Ein Wert unterhalb der Linie bei 3 Bewertungspunkten kennzeichnet eine diagnostisch inakzeptable Bildqualität. Mit zunehmender Dosisreduktion wurde die Detailerkennbarkeit des Azetabulums bei allen Rekonstruktionen niedriger bewertet. Im DRCT-Protokoll 4 kann bei der Rekonstruktion mit FBP keine diagnostische Sicherheit gewährleistet werden. 44

Abbildung 10. Abbildungen des Azetabulums von der Leiche einer 53-jährigen Frau mit einem BMI von 20,8 kg/m² jeweils für alle drei Rekonstruktionen jedes Untersuchungsprotokolls im direkten Vergleich. Die subjektive Bildqualität nimmt mit zunehmender Dosisreduktion in den DRCT-Protokollen ab, sodass beim DRCT-Protokoll 4 weder bei der Rekonstruktion mit FBP noch bei der Rekonstruktion mit iDose⁴ L6 eine sichere Diagnostik gewährleistet werden kann. 46

Abbildung 11. Vergrößerte Darstellung des hinteren Beckenringes von verschiedenen Untersuchungsprotokollen rekonstruiert mit iDose⁴ L4 bei derselben Leiche zur Verdeutlichung des Unterschiedes zwischen den Kategorien "diagnostisch akzeptabel" (A, B) und "diagnostisch inakzeptabel" (C). 48

10. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1. Demographie der Studienpopulation.	21
Tabelle 2. Körpermaße der Studienpopulation.	21
Tabelle 3. Parameter der CT-Untersuchungsprotokolle.	23
Tabelle 4. Rekonstruktionsparameter.	24
Tabelle 5. 5-Punkte-Skala zur qualitativen Beurteilung der CT-Bilder. Die Bewertung erfolgte anhand der Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen, des Auftretens von Artefakten und der Stärke des Bildrauschens. Die Bewertungen 3-5 wurden als diagnostisch akzeptable Bildqualität definiert, wohingegen die Bewertungen 1 und 2 als diagnostisch inakzeptable Bildqualität definiert wurden.	30
Tabelle 6. Durchschnittswerte (mit Standardabweichung) der Strahlendosis in Abhängigkeit des CT-Untersuchungsprotokolls.	33
Tabelle 7. Diagnostische Annehmbarkeit der Bildqualität der anatomischen Strukturen. In den Spalten, die mit einem „+“ markiert sind, ist die Anzahl der Bewertungen von 3 oder mehr Punkten notiert. In den Spalten, die mit einem „-“ markiert sind, ist die Anzahl der Bewertungen von 2 oder weniger Punkten notiert. Für jede anatomische Struktur sind die Protokolle und Rekonstruktionen hervorgehoben, bei denen die Bildqualität nicht ausnahmslos diagnostisch akzeptabel war.	47

11. Danksagung

Für die Gelegenheit, diese Arbeit in seiner Abteilung durchführen zu dürfen und für die Bereitstellung der notwendigen Ressourcen möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. G. Adam herzlich bedanken.

Ganz besonders möchte ich PD Dr. Azien Quitzke dafür danken, dass sie trotz der Ausnahmesituation die Zeit gefunden hat, mir mit Rat und Tat bei meiner Dissertation zur Seite zu stehen und immer ein offenes Ohr hatte. Vielen Dank für die konstruktiven Impulse.

Außerdem möchte ich Herrn PD Dr. med. Marc Regier für die Überlassung des Dissertationsthemas und die initiale Betreuung danken.

Ein ganz besonderer Dank geht an Dr. med. Julius Weinrich für seinen unermüdlichen Einsatz und seine stetige Motivation und Unterstützung bei Fragen und Hilfesuchen jeglicher Art. Er hat mit seinem unmittelbaren Beistand, seinen hilfreichen Tipps und seinem Antrieb maßgeblich zum Erfolg dieser Arbeit beigetragen.

Ich danke auch Frau Dipl.-Math. oec. S. Sehner für die statistische Beratung.

Weiterhin möchte ich mich bei Oleh Nykolyn dafür bedanken, dass er die Arbeit an diesem Thema durch seinen Beistand in eine sehr kurzweilige und unterhaltsame Beschäftigung verwandelt hat.

Ein weiterer Dank geht an Sarah Rudel, die mit ihrer verständnisvollen und positiven Art und kontinuierlichem Zuspruch ein fester Rückhalt bei der Fertigstellung dieser Arbeit war.

Abschließend möchte ich mich bei meiner Familie und insbesondere bei meinen Eltern Andrea und Frank Intert bedanken, die mich mein ganzes Leben lang bedingungslos unterstützt haben. Sie haben maßgeblich dazu beigetragen, das Beste aus mir herauszuholen. Ohne euch würde ich heute nicht da stehen, wo ich stehe.

12. Lebenslauf

Lebenslauf wurde aus datenschutzrechtlichen Gründen entfernt

13. Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Ich erkläre mich einverstanden, dass meine Dissertation vom Dekanat der Medizinischen Fakultät mit einer gängigen Software zur Erkennung von Plagiaten überprüft werden kann.

Unterschrift: