

Aus der Klinik für Radiologie und Neuroradiologie  
(Direktor: Prof. Dr. Olav Jansen)  
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus  
Kiel  
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**VERGLEICH VON ULTRA-LOW-DOSE-COMPUTERTOMOGRAPHIE UND  
DIGITALER RADIOGRAPHIE MIT GLEICHER EFFEKTIVER DOSIS IN DER  
DIAGNOSTIK KINDLICHER FRAKTUREN ANHAND EINES FERKELMODELLS**

Inauguraldissertation  
zur  
Erlangung der Doktorwürde  
der Medizinischen Fakultät  
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von

**JULIANE SOPHIE EGGERKING**

aus **Emden**

Kiel **2014**

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. Jörg D. Moritz

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Joachim Hassenpflug

Tag der mündlichen Prüfung: 28.11.2014

Zum Druck genehmigt, Kiel, den 16.07.2014

gez.: Prof. Dr. Johann Roider

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	4
1.1	Zielsetzung der Arbeit .....	4
1.2	Bildgebung mit ionisierender Strahlung.....	5
1.2.1	Entstehung von Röntgenstrahlen in einer Röntgenröhre.....	5
1.2.2	Projektionsradiographie.....	7
1.2.3	Computertomographie.....	9
1.2.4	Dosimetrie in der Computertomographie und Projektionsradiographie ....	11
1.2.5	Strahlenschäden und Strahlenschutz.....	12
1.3	Frakturen.....	14
1.3.1	Einteilung.....	14
1.3.2	Diagnostik.....	15
1.3.4	Besonderheiten des kindlichen Knochens.....	16
2	Material und Methoden.....	21
2.1	Versuchsmaterial und Präparation.....	21
2.2	Bildgebende Verfahren .....	22
2.3	Dosimetrie.....	23
2.4	Vergleich beider Verfahren .....	23
2.5	Bildanalyse.....	23
2.6	Primäre Zielsetzung .....	24
2.7	Sekundäre Zielsetzung .....	25
2.8	Interobserververgleich.....	25
2.9	Statistische Analyse.....	25
3	Ergebnisse.....	26
3.1	Ergebnisse .....	26
3.1.1	Primäre Zielsetzung.....	26
3.1.2	Sekundäre Zielsetzung.....	26
3.1.3	Interobserververgleich .....	26
3.1.4	Subjektive Bildqualität .....	26
3.1.5	Einzelne Kriterien der Frakturdiagnostik.....	27
3.2	Abbildungen .....	29
4	Diskussion .....	35
4.1	Diskussion der Methodik.....	35
4.2	Diskussion der Ergebnisse.....	39
4.3	Aussichten für die Praxis.....	41
5	Zusammenfassung.....	42
6	Abkürzungsverzeichnis.....	44
7	Literaturverzeichnis .....	45
8	Bildbeispiele .....	49
9	Danksagung .....	49
10	Lebenslauf.....	56

# 1 Einleitung

## 1.1 Zielsetzung der Arbeit

Das kindliche Skelett besitzt aufgrund des noch bestehenden Wachstums ein hohes Potential, Frakturen zu korrigieren. Andererseits kann eine Fraktur, die zur Störung des Wachstums führt, schwerwiegende Folgen haben. Beispielsweise kann eine Mitbeteiligung der Epiphysenfuge zu Verkürzungen, Achsenabweichungen und Gelenksdeformitäten führen. Eine sichere und schnelle Diagnosestellung sowie eine adäquate Therapie sind daher von großer Wichtigkeit.

Besteht der Verdacht auf eine Fraktur, wird standardmäßig eine Röntgenaufnahme in zwei Ebenen durchgeführt. Diese stellt ein Summationsbild dar und führt folglich zu Überlagerungen. Frakturen oder bestimmte Aspekte einer Fraktur können hierbei verborgen bleiben. Im Vergleich zu Röntgenaufnahmen ist in der Computertomographie (CT) eine überlagerungsfreie Darstellung möglich. Durch das Errechnen von 3D-Datensätzen können Strukturen dreidimensional dargestellt werden. Der Verlauf einer Fraktur kann somit exakt beschrieben werden. Weitere Vorteile der CT im Vergleich zu anderen Verfahren wie beispielsweise der MRT sind die hohe Verfügbarkeit und die kurzen Untersuchungszeiten. Bei pädiatrischen Patienten kann während des Scans oftmals auf eine Sedierung verzichtet werden. Zudem ist in der CT eine detailliertere Darstellung der knöchernen Strukturen als in der MRT möglich.

Ein großer Nachteil der Computertomographie ist die hohe Strahlenbelastung. Diese liegt um ein Vielfaches höher als die einer Röntgenaufnahme: zum Beispiel führt eine CT-Untersuchung des Thorax zu einer circa 400 Mal höheren Expositions-dosis als eine Röntgenaufnahme derselben Region [1]. Die Indikation für eine CT-Untersuchung muss somit streng gestellt werden. Zurzeit findet die Computertomographie als Zusatzverfahren bei Frakturen komplexer anatomischer Regionen, bei Frakturen mit Nervenbeteiligungen und zur operativen Planung Verwendung.

Da Kinder eine höhere Strahlensensibilität aufweisen als Erwachsene, muss in der Pädiatrie der Umgang mit ionisierender Strahlung besonders vorsichtig gehandhabt werden. Strahlenbelastende Verfahren dürfen nur zum Einsatz kommen, wenn nicht



auf strahlenfreie Techniken ausgewichen werden kann. Besteht dennoch eine Indikation für eine Untersuchung mit ionisierender Strahlung, muss die Dosis so weit wie möglich reduziert werden [2].

Bestandteil der vorliegenden Arbeit ist ein Vergleich zwischen Röntgenaufnahmen und dosisäquivalenten CT-Untersuchungen in der Diagnostik kindlicher Frakturen. Dieser erfolgte anhand einer experimentellen Studie. Als Versuchsgut dienten die Extremitätenknochen junger Ferkel, welche postmortal frakturiert wurden. Von den Knochenpräparaten wurden CT- und Röntgenaufnahmen angefertigt. Die Dosisreduktion der CT-Untersuchungen erfolgte durch die Veränderungen von Strom-Zeit-Produkt, Spannung und Pitch-Wert. Bekanntermaßen führt eine Senkung der Strahlendosis in der CT zu einer schlechteren Bildqualität und somit zu einer Reduktion der diagnostischen Aussagekraft [3]. Ziel dieser Studie war es, zu überprüfen, ob es möglich ist, eine Ultra-Low-Dose-Computertomographie (ULD-CT) mit der Strahlendosis einer Röntgenaufnahme durchzuführen. Anschließend sollte die Aussagekraft beider Verfahren miteinander verglichen werden.

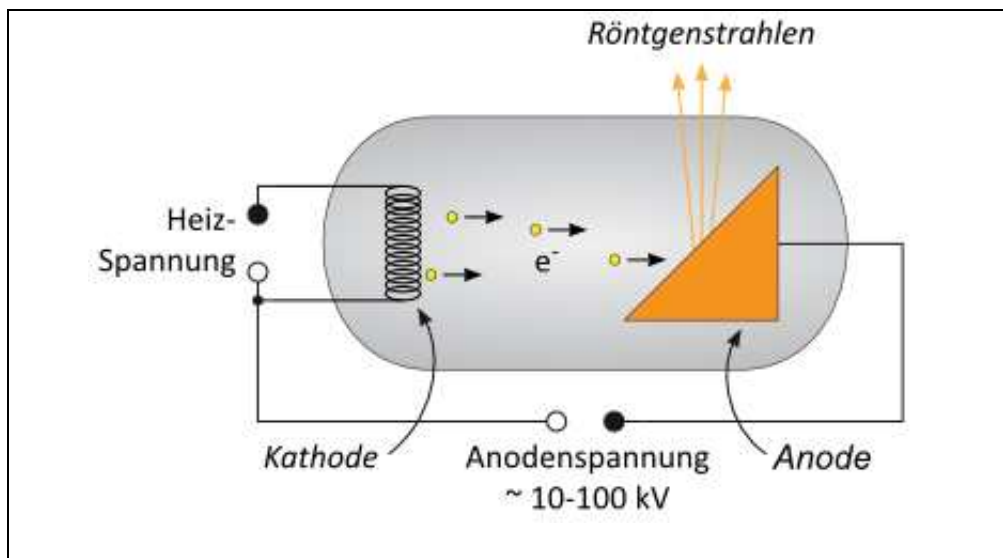
## **1.2 Bildgebung mit ionisierender Strahlung**

### **1.2.1 Entstehung von Röntgenstrahlen in einer Röntgenröhre**

Röntgenstrahlung gehört mit einer Wellenlänge von  $10^{-8}$ –  $10^{-12}$  m zu den elektromagnetischen Strahlungen und wurde erstmalig 1895 von Wilhelm Conrad Röntgen beschrieben. Röntgenstrahlen können in Form von Bremsstrahlung oder charakteristischer Strahlung in einer Röntgenröhre erzeugt werden. Diese besteht aus einem Glaszylinder, in den eine Glühkathode mit einer Fokussiervorrichtung, ein Anodenteller sowie zwei verschiedene Stromkreise eingeschmolzen sind (siehe Abbildung 1). Zur Entstehung von Röntgenstrahlen wird die Kathode durch den Kathodenstromkreis mit Niederspannung auf etwa 2000 °C erhitzt. Dieses führt zu einem Abdampfen von Elektronen. Durch einen weiteren Stromkreis (Anoden- oder Röhrenstrom) wird mit Hochspannung ein elektrisches Feld erschaffen. In diesem werden die abgedampften Elektronen beschleunigt und wandern von der negativ geladenen Kathode zur positiv geladenen Anode. In der Anode entstehen zwei verschiedene Arten von Röntgenstrahlung (siehe oben): die charakteristische Strahlung und die Bremsstrahlung. Bei der Erzeugung von charakteristischer

Strahlung schlagen die beschleunigten Elektronen gebundene Elektronen aus der inneren Elektronenhülle ihres Atoms im Anodenmaterial heraus. Es entstehen Elektronenlöcher, welche wiederum durch Elektronen aus energetisch höheren Schalen aufgefüllt werden. Diese geben ihre überschüssige Energie in Form einer je nach Material charakteristischen elektromagnetischen Strahlung ab. Jedoch ist die charakteristische Strahlung nur zu ca. 10-20% an der Entstehung von Röntgenstrahlen in einer Röntgenröhre beteiligt und spielt in der Diagnostik nur in der Mammographie eine Rolle. Der Großteil der Röntgenstrahlung ist Bremsstrahlung. Diese stellt die effektivste und technisch am einfachsten durchzuführende Methode dar. Beschleunigte Elektronen gelangen hierbei in die Nähe der positiv geladenen Atomkerne der Anode und werden durch diese abgebremst. Dabei geben die Elektronen ihre Bewegungsenergie in Form von Bremsstrahlung ab [4]. Je stärker die Elektronen im elektrischen Feld beschleunigt werden, desto kürzer wird die Wellenlänge und härter die erzeugte Röntgenstrahlung. Jedoch entsteht nie Röntgenstrahlung einer einzigen Wellenlänge, sondern stets ein breites kontinuierliches Bremsspektrum, dessen kürzeste Wellenlänge durch die höchste Anodenspannung bestimmt wird [4, 5]. Harte Strahlung zeichnet sich im Vergleich zu weicher Strahlung durch eine höhere Durchdringungsfähigkeit und eine geringere Schwächung aus. Sie findet beispielsweise bei den Thoraxaufnahmen Verwendung. Langwellige weiche Strahlen besitzen einen hohen Weichteilkontrast, werden jedoch stärker vom Gewebe absorbiert. Dieses führt zu einer höheren Strahlenbelastung. Weiche Strahlung wird heutzutage lediglich in der Mammographie genutzt.

**Abbildung 1** Aufbau einer Röntgenröhre [6]



### 1.2.2 Projektionsradiographie

In der Bildgebung durch Röntgenstrahlung macht man sich die Schwächung der Primärstrahlung zu Nutze. Als Schwächung wird hierbei die Absorption und Streuung von Röntgenstrahlung an den Atomen bezeichnet. Die Absorption stellt die komplette Energieabgabe der Röntgenstrahlen an die Atome dar. Als Streuung wird die Richtungsänderung der einfallenden Röntgenstrahlen beschrieben, bei der ebenfalls eine Energieabgabe an die Atome erfolgt. Jedoch entstehen hierbei sekundäre, energieärmere Röntgenstrahlen.

Im Körper des Patienten werden die Röntgenstrahlen je nach zu durchdringendem Gewebe und Dicke der Gewebsschicht verschieden stark geschwächt. Hinter dem Patienten befindet sich ein Bildempfängersystem, welches die räumliche Intensitätsverteilung der eintreffenden Röntgenstrahlen registriert. Es entsteht ein zweidimensionales Strahlenbild. Da die Summe aller Absorptionen in einem Strahlengang gemessen wird, spricht man auch von einem Summations- oder Projektionsbild. Nachteilig ist, dass ein dreidimensionales Objekt zweidimensional wiedergegeben wird. Zur besseren räumlichen Darstellung wird eine zweite Ebene angefertigt, dennoch können räumliche Informationen verloren gehen und Einzelkomponenten der dargestellten Strukturen nicht erkennbar sein.

Bei analogen Aufnahmesystemen (hierbei dient ein Röntgenfilm gleichzeitig der Informationsaufnahme und -wiedergabe) wird das aus dem Patienten austretende Strahlenbild als Schwärzungsbild auf einem Röntgenfilm wiedergegeben. Der Film besteht aus einer Trägerschicht, welche beidseits mit einer fotosensiblen Emulsion

beschichtet ist. Diese wird durch den Einfall von Röntgenstrahlen reduziert. Bei der anschließenden Entwicklung werden die nicht belichteten Bereiche als transparent und die belichteten Areale als schwarz dargestellt. Hierbei ist die Filmschwärzung proportional zur auftreffenden Strahlung. Es werden jedoch Verstärkerfolien eingesetzt, die nach Anregung durch Röntgenstrahlen durch Fluoreszenz sichtbares Licht abgeben, welches im Wesentlichen den Röntgenfilm schwärzt. Röntgenstrahlen haben dann an der Schwärzung nur noch einen geringen Anteil (ca. 5%) und es kann ein Großteil der Dosis eingespart werden. Sogenannte Industriefilme ohne Verstärkerfolien dürfen aufgrund der hohen Strahlenexposition nicht bei Untersuchungen von Menschen verwendet werden [4, 7].

In den letzten Jahren hat die digitale Radiographie zunehmend an Bedeutung gewonnen. Dabei ist das Verfahren der Lumineszenzradiographie am gebräuchlichsten. Hierbei heben Röntgenquanten Elektronen einer Lumineszenzfolie auf ein höheres Energieniveau. Ein Laserstrahler liest die Elektronen aus, wobei diese unter Lichtemission auf ihr ursprüngliches Energieniveau zurückgehen. Aus dem als Lumineszenzlicht bezeichneten Licht wird in weiteren Schritten ein digitales Röntgenbild berechnet [4]. Eine weitere technische Möglichkeit stellt die Flachdetektorradiographie dar, welche auch in der vorliegenden Studie eingesetzt wurde. Ein Flachdetektor besteht aus Halbleitermatrixelementen, welche hochempfindlich für Röntgenstrahlen sind. In der direkten Flachdetektorradiographie werden Kondensatoren aus amorphem Selen verwendet, in welchen einfallende Röntgenquanten direkt in elektrische Impulse transformiert werden. Hinter der Selenschicht befinden sich kleine Schalttransistoren, die die strahlungsbedingte Ladungsänderungen registrieren. In der indirekten Flachdetektorradiographie muss die Röntgenstrahlung zuerst in Lichtquanten konvertiert werden, die dann von Photodioden registriert und in elektrischen Strom umgewandelt werden. In beiden Verfahren entsteht ein elektronisches Rohbild, welches in ein Röntgenbild nachverarbeitet und umgewandelt wird [8].

Vorteile der digitalen Radiographie sind:

- die Daten können digital gespeichert werden
- das Bild kann nachbearbeitet werden (beispielsweise können Kontrastierungen oder Vergrößerungen vorgenommen werden) [4]
- trotz Anstieg des Rauschens im Niedrigdosisbereich kann die Dosis stärker reduziert werden als bei analogen Bildempfängersystemen [5, 9].

### 1.2.3 Computertomographie

Die CT wurde 1967 von dem englischen Physiker Hounsfield entwickelt und Anfang der 70er Jahre in die Praxis eingeführt. Sie stellt ein Röntgenschnittverfahren dar, welches den menschlichen Körper in Schnittbildern wiedergibt. Hierbei wird im Vergleich zur Überlagerungsprojektion in der digitalen Radiographie eine überlagerungsfreie Darstellung des Patienten erreicht. Die Röntgenröhre und die gegenüberliegenden Strahlendetektoren befinden sich in der Gantry (Fassöffnung) des Computertomographen und rotieren in dieser um 360°. Während der Untersuchung wird die Patientenliege schrittweise oder kontinuierlich durch die Gantry gefahren. Wie bereits erwähnt, passiert die Röntgenstrahlung den Körper des Patienten und wird je nach dem zu durchdringenden Gewebe geschwächt. Die Strahlendetektoren messen die Menge der ankommenden Röntgenstrahlen und somit ihre Intensitätsminderung [5]. Dabei wird für jedes Volumenelement (Voxel), welches definiert ist als dreidimensionales Element mit gleichen Kantenlängen, ein Intensitätswert berechnet, der dem Schwächungswert der Röntgenstrahlung entspricht [10]. In einem weiteren Schritt erfolgt die Umwandlung der Voxel in zweidimensionale Bildpunkte (Pixel), welche in Form von verschiedenen Grautönen auf dem Monitor wiedergegeben werden. Den Schwächungswerten werden sogenannte CT-Zahlen zugeordnet, welche in der numerischen Hounsfield-Skala festgelegt sind. Die Einheit stellt die Hounsfield-Einheit (HE) dar. Als Referenzwerte der Skalierung wurden Wasser (Dichtewert = 0 HE) und Luft (-1000 HE) definiert [5]. Die Strukturen des Körpers befinden sich zwischen -1000 bis +3000 HE auf der Hounsfieldskala [11]. Mit zunehmender Dichte steigt hierbei der Wert auf der Skala, Knochen hat beispielsweise einen Dichtewert von ca. +1000-2000 HE [4]. Anstelle der vier Dichtegruppen (Luft, Fett, Wasser und Knochen), welche je nach Absorptionsgrad und Schwärzung in der konventionellen Röntgendiagnostik unterschieden werden, entstehen in der CT bis zu 2000 Dichtewerte. Da das menschliche Auge aber nur circa 20 Graustufen voneinander unterscheiden kann, muss der Untersucher einen Intensitätsbereich (Fensterbreite) festlegen, der in 20 Grautönen dargestellt wird. Ein schmales Fenster ist hierbei kontrastreich, ein breites kontrastarm. Zusätzlich wird die Fensterlage eingestellt, welche die Lage des Dichtebereichs des Fensters auf der Hounsfield-Skala beschreibt. Somit können beispielsweise Knochen- oder Weichteilfenster ausgewählt werden. Strukturen, die

sich mit ihren Dichtewerten oberhalb bzw. unterhalb des Fensters befinden, werden in einem einzigen hellen bzw. dunklen Grauton dargestellt [5].

### **Spiral- und Mehrzeilen-CT**

Die inkrementelle CT, in der der Patient Schicht für Schicht abgetastet wird, wurde weitestgehend durch die Spiralcomputertomographie (Spiral-CT) ersetzt.

Bei der Spiral-CT wird der Patient unter fortlaufender Rotation der Röhre mit konstanter Geschwindigkeit durch die Gantry gefahren. Dieses führt zu einer kontinuierlichen, spiralförmigen Untersuchung des Patienten.

Vorteil der Spiral-CT ist eine lückenlose Untersuchung in kurzer Zeit. Beispielsweise können innerhalb einer Atempause große Bereiche des Körpers untersucht werden. Bewegungsartefakte, verursacht durch Atmung, werden somit verringert [4].

In der Spiral-CT werden folgende technische Parameter verwendet:

- Primäre Schichtdicke/ Schichtkollimation: In der Einzeldetektor-CT entspricht die primäre Schichtdicke der primären Einblendung des Röntgenstrahles und variiert meistens zwischen 1 und 10 mm. In der Multidetektor-CT stellt die primäre Schichtdicke die effektive Schichtweite der rekonstruierten Schicht dar.
- Tischvorschubgeschwindigkeit: Die Tischvorschubgeschwindigkeit beschreibt den Vorschub des Tisches in Millimetern pro Röhrenrotation.

Zur Rekonstruktion der Daten kann eine sekundäre oder virtuelle Schichtdicke bestimmt werden. In der Spiral-CT sind die primäre Schichtdicke und die Tischvorschubgeschwindigkeit zwei unabhängig voneinander wählbare Parameter. Das Verhältnis der primären Einblendung zum Tischvorschub pro Röhrenumdrehung wird als Pitch definiert.

Bei einem hohen Pitch ist die Strahlendosis erniedrigt, gleichzeitig sinkt jedoch die Ortsauflösung in der Körperlängsachse. Ein niedriger Pitch führt zu einer überlappenden Abtastung. Folglich entsteht eine bessere örtliche Auflösung, bei der eine erhöhte Strahlenbelastung des Patienten in Kauf genommen wird.

Eine Weiterentwicklung der Spiral-CT stellen die Mehrzeilenscanner (MD-CT) dar. Diese besitzen an Stelle eines einzelnen Detektors mehrere parallel angeordnete Detektoren. Somit entstehen je nach Detektorenanzahl anstatt eines einzigen Schichtbildes gleich mehrere Schichtbilder. Dieses führt zu einer noch kürzeren Messzeit und einer höheren Ortsauflösung ohne eine Zunahme der Strahlendosis [5].

## 1.2.4 Dosimetrie in der Computertomographie und Projektionsradiographie

Der CTDI steht für „Computed Tomography Dose Index“ und stellt eine Messgröße der Dosimetrie in der Computertomographie dar. Die Einheit wird in mGy angegeben. Der CTDI beschreibt die Strahlendosis, die in einem rechteckigen Areal einer bestimmten Schichtdicke absorbiert wird. Der CTDI wird je nach der untersuchten Region durch ein Kopf- oder Körperphantom ermittelt. Wird der CTDI ohne ein Phantom bestimmt, wird er als  $CTDI_{Luft}$  bezeichnet. Beim gewichteten CTDI ( $CTDI_W$ ) wird das Verhältnis der Strahlendosis eines Randbereichs zu der des Körperzentrums berücksichtigt ( $CTDI_W = 2/3 \times CTDI_{Peripher} + 1/3 \times CTDI_{Zentral}$ ). Unter Hinzunahme des Pitches kann der  $CTDI_{Vol}$  berechnet werden, welcher die Strahlendosis eines Volumens während einer gesamten Schichtserie wiedergibt ( $CTDI_{Vol} = CTDI_W / \text{Pitchfaktor}$ ) [3, 12]. Jedoch stellt der CTDI lediglich eine messtechnische Größe dar und bietet keine Aussage über die biologische Auswirkung der Strahlenexposition. Außerdem ist der CTDI CT-spezifisch, ein Vergleich verschiedener radiologischer Quellen ist somit nicht möglich.

Wird der CTDI mit der Länge des Untersuchungsvolumens multipliziert, ergibt sich das Dosislängenprodukt (DLP). Dieses zeigt die Strahlendosis eines Patienten während eines kompletten CT-Scans. Die Einheit lautet mGy x cm.

In der Projektionsradiographie kann zur Dosisberechnung das Dosisflächenprodukt (DFP) verwendet werden. Dieses ist das Produkt aus der Fläche eines Nutzstrahlbündels (senkrecht zum Zentralstrahl) und der Dosis. Es beschreibt somit die gesamte auf den Patienten einfallende Strahlung während einer Röntgenaufnahme. Registriert wird das DFP durch Messkammern und wird in der Einheit mGy x cm<sup>2</sup> angegeben. Da das DLP und DFP jedoch nicht in allen Röntgenverfahren berechnet werden können, ist für einen Vergleich verschiedener radiologischer Quellen die Berechnung der effektiven Dosis erforderlich. Diese ist definiert als die Summe sämtlicher Organdosen multipliziert mit einem je nach Organ berechneten Wichtungsfaktor.

$$\text{Formel: } H_{\text{eff}} = \sum_T H_T \times W_T$$

( $H_{\text{eff}}$ : effektive Dosis, T: Gewebe (Tissue),  $H_T$ : Äquivalenzdosis am Gewebe,  $W_T$ : Wichtungsfaktor des Gewebes [5])

Die effektive Dosis stellt die Gesamtwirksamkeit einer Strahlenexposition dar. Dabei wird die Empfindlichkeit einzelner Organe auf die Tumorentstehung durch Strahlung berücksichtigt. Somit kann die effektive Dosis zur Einschätzung des Kanzerogenese-Risikos genutzt werden. Des Weiteren ermöglicht sie, wie bereits beschrieben, einen Vergleich zwischen verschiedenen radiologischen Verfahren. Die effektive Dosis wird in der Einheit Sievert (Sv) angegeben [5, 9, 13, 14].

### **1.2.5 Strahlenschäden und Strahlenschutz**

Ionisierende Strahlung kann zu verschiedenen Veränderungen in den Zellen führen. Durch Schädigung der DNA können maligne Entartungen und genetische bzw. teratogene Schäden auftreten, während die kurzfristige Funktionalität der Zellen erhalten bleibt. Bei sehr hohen Strahlendosen können die Schäden sogar so groß sein, dass sie zu einem direkten Absterben der Zellen führen. Dieses Phänomen macht man sich in der Strahlentherapie zunutze.

Es lassen sich stochastische und nicht-stochastische Strahlenschäden unterscheiden. Bei den nicht-stochastischen Schäden korreliert das Ausmaß der Schädigung mit der applizierten Strahlendosis. Wird ein Schwellenwert überschritten, treten Strahlenschäden auf. Beispiele nicht-stochastischer Strahlenschäden stellen die Strahlenkrankheit oder Hautnekrosen, induziert durch Strahlung, dar. Bei den stochastischen Schäden hängt nicht das Ausmaß eines Schadens, sondern die Wahrscheinlichkeit des Auftretens von der Dosis ab. Hierbei existiert kein Schwellenwert. Krebserkrankungen oder genetische Defekte zählen zu den stochastischen Strahlenschäden. In der Bildgebung mit ionisierender Strahlung kommen aufgrund der niedrigen Strahlendosen nicht-stochastische Schäden nur äußerst selten vor, eher ist mit stochastischen Schäden zu rechnen [15].

Die CT hat im Vergleich zu anderen radiologischen Untersuchungen eine hohe Strahlenbelastung. Im Jahre 1994 waren 37,8% der medizinischen Strahlenexposition auf die CT zurückzuführen, bei einem Untersuchungsanteil von nur 4,2% [16]. Im Jahre 2009 stellte die CT (zusammen mit der Angiographie) 10% der Untersuchungen dar, war aber für  $\frac{3}{4}$  der Strahlendosis verantwortlich [17].

Prinzipiell sollte bei der Bildgebung mit ionisierender Strahlung stets das ALARA-Prinzip berücksichtigt werden. Dieses ist ein Akronym für "As-low-as-reasonably-achievable" und stellt das Grundprinzip des Strahlenschutzes dar. Sinngemäß übersetzt sagt es aus, dass die Strahlenbelastung stets „so niedrig wie



sinnvollerweise erreichbar“ gehalten werden sollte [18]. Das heißt, dass wenn möglich auf eine Untersuchung mit ionisierender Strahlung verzichtet und ein strahlenfreies Verfahren gewählt werden sollte. Ist dieses nicht durchführbar, muss die Dosis soweit wie diagnostisch vertretbar reduziert werden. Insgesamt ist jegliche Einwirkung ionisierender Strahlung (auch unterhalb von Grenzwerten) auf den menschlichen Körper, zu vermeiden [19]. In Deutschland ist der Strahlenschutz in der Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) und der Röntgenverordnung (RöV) verankert. Eine Indikation für eine Röntgenuntersuchung darf nur durch fachkundiges ärztliches Personal gestellt werden. Regelmäßige Schulungen, Sicherheitsvorkehrungen und technische Standards müssen erfüllt werden [9, 19, 20].

Insbesondere bei Kindern fällt die Strahlenbelastung noch stärker ins Gewicht, da Kinder eine höhere Strahlensensibilität aufweisen als Erwachsene. Dieses ist auf folgende Faktoren zurückzuführen:

- Malignome, ausgelöst durch Röntgenstrahlen, treten nach einer langen Latenzzeit auf. Kinder haben eine längere Lebenszeit als Erwachsene, somit steigt das Risiko, im Laufe des restlichen Lebens an einem Malignom zu erkranken.
- Die kindlichen Organe befinden sich noch im Wachstum, die Mitoserate ist somit hoch. Hieraus resultiert ein größeres Risiko einer strahleninduzierten Mutation.
- Kinder haben andere Organproportionen als Erwachsene: der Anteil des strahlensensiblen roten Knochenmarks ist höher, der des strahlenresistenteren Fettgewebes ist niedriger.
- Strahlensensible Organe wie die Schilddrüse oder die Gonaden befinden sich aufgrund des kleinen Körpers näher an der Strahlenquelle.
- Kinder sind potentielle Eltern, es können durch die Weitergabe von Mutationen genetische Schäden in der folgenden Generation auftreten [2, 23].

Insgesamt ist die Sterbewahrscheinlichkeit eines Kleinkindes durch einen strahleninduzierten Tumor um den Faktor 10 höher als die eines Erwachsenen [21, 22]. Deswegen muss besonders in der Kinderheilkunde jede zusätzliche Strahlendosis vermieden werden. Strahlenfreie Verfahren wie die Sonographie oder MRT sollten bevorzugt verwendet werden.

Muss dennoch eine Bildgebung mit ionisierender Strahlung erfolgen, sind besondere Maßnahmen zum Strahlenschutz zu ergreifen. Beispielsweise sollen bei den Röntgenaufnahmen spezielle Filter die Dosis weiter minimieren. Belichtungszeiten müssen gering gehalten werden, generell dürfen nur moderne Geräte zum Einsatz kommen, an welchen kurze Belichtungszeiten möglich sind. Je nach Untersuchungsregion und Körperproportion muss ein Raster verwendet werden. Zusätzlich ist auf einen geeigneten Bleischutz wie Hodenkapseln oder Ovarialschilde zu achten.

Ist eine CT-Untersuchung indiziert, sind auch hierbei besondere Standards zu erfüllen. Beispielsweise müssen spezielle Kinderprotokolle, welche die besonderen anatomischen Verhältnisse, das Alter und das Gewicht der Patienten berücksichtigen, zur Dosisersparung verwendet werden [2, 23].

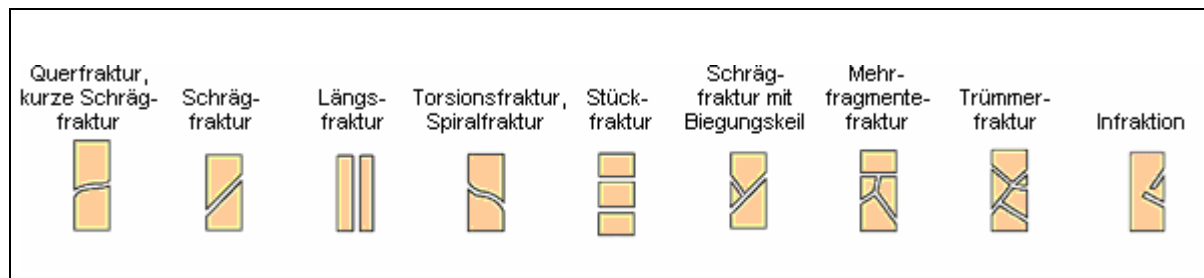
## 1.3 Frakturen

### 1.3.1 Einteilung

Eine Fraktur ist definiert als eine Kontinuitätsunterbrechung des Knochens [24].

Je nach dem Entstehungsmechanismus kommt es zu verschiedenen Frakturtypen. Eine direkte Gewalteinwirkung kann zu Querfrakturen, Mehrfragmentfrakturen (mehr als zwei Fragmente) oder Trümmerfrakturen (mehr als sechs Fragmente) führen. In Folge indirekter Kräfte können Spiralfrakturen entstehen. Abbildung 2 gibt eine Übersicht über die häufigsten Frakturtypen wieder [25].

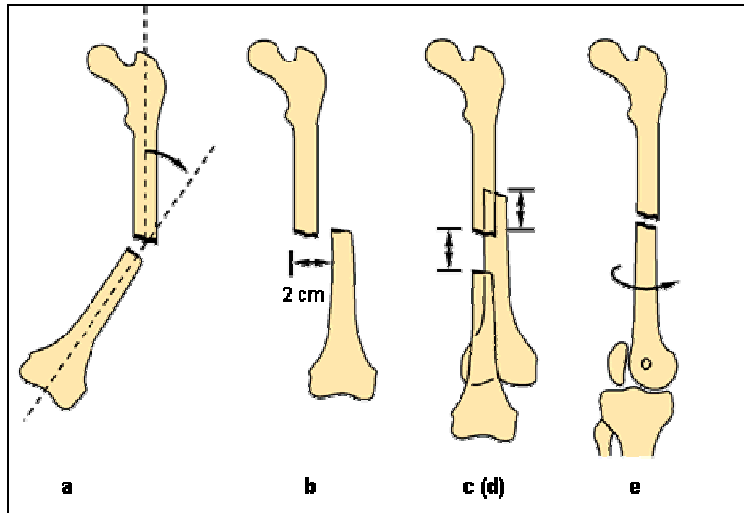
**Abbildung 2** Frakturtypen [26]



Je nach Stellung der Knochenfragmente zueinander werden verschiedene Dislokationsformen definiert. Hierbei zählt die Position des distalen

Knochenfragments zum proximalen Bruchende des Knochens. In Abbildung 3 sind die wichtigsten Dislokationsformen dargestellt:

**Abbildung 3** Dislokationsformen [26]



- a) Dislocatio ad axim (Abweichung mit Winkel in der Knochenlängsachse)
- b) Dislocatio ad latus (Dislokation mit seitlicher Verschiebung)
- c) / d) Dislocatio ad longitudinem cum contractione/ distractione (Dislokation mit Längsverschiebung mit Verkürzung/ Verlängerung)
- e) Dislocatio ad peripheriam (Dislokation mit Verdrehung)

Neben den genannten Formen kann eine Einteilung der Frakturen durch zahlreiche weitere Faktoren wie Lokalisation, Komplexität oder Weichteilschaden erfolgen. Einige dieser Kriterien sind in international anerkannten Klassifikationenzusammengefasst, beispielsweise in der AO-Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen oder in der Einteilung nach Tscherny und Oestern [27].

### 1.3.2 Diagnostik

Sowohl bei der Primärdiagnostik als auch bei der Verlaufsbeurteilung einer Fraktur ist in der Pädiatrie die Röntgenuntersuchung das Standardverfahren in der Bildgebung. Sie wird in zwei Ebenen durchgeführt, je nach betroffener Region können aber weitere Projektionen notwendig werden. Beispielsweise sollte immer das angrenzende Gelenk mit auf der Röntgenaufnahme dargestellt werden. Durch

Röntgenuntersuchungen können nicht nur Frakturen sondern auch andere pathologische Befunde wie Tumoren oder Metastasen erfasst werden.

Bei komplexen Frakturen kann, wie bereits beschrieben, die CT zum Einsatz kommen. Als strahlenfreies Verfahren kann zusätzlich eine MRT-Untersuchung durchgeführt werden, in dieser können Weichteilverletzungen gut dargestellt werden. Nachteile der MRT sind die hohen Kosten und die langen Untersuchungszeiten, welche bei unkooperativen Patienten oftmals eine Sedierung notwendig machen. In letzter Zeit belegten Studien, dass die strahlenfreie Sonographie in der Diagnosestellung kindlicher Frakturen den Röntgenuntersuchungen gleichwertig ist und somit als alternatives Verfahren eingesetzt werden kann [28, 29].

In der Radiologie werden direkte und indirekte Frakturzeichen unterschieden.

Zu den direkten Zeichen zählen:

- Nachweis eines Frakturspalts (sichtbar als Aufhellungslinie)
- Knochenfragmente
- Winkelbildung in der Knochenlängsachse
- Stufenbildungen in der Kortikalis
- Verdichtungen der Spongiosa (bei Kompression)
- Unterbrechung der Bälkchenstruktur der Spongiosa

Zu den indirekten Frakturzeichen zählen:

- Schwellungen oder Hämatome der Weichteile
- Gelenkergüsse
- Gedoppelte Kortikalislinie
- intrakapsuläre Fett- und Flüssigkeitsspiegel [30]

### **1.3.4 Besonderheiten des kindlichen Knochens**

#### **Typische kindliche Frakturen**

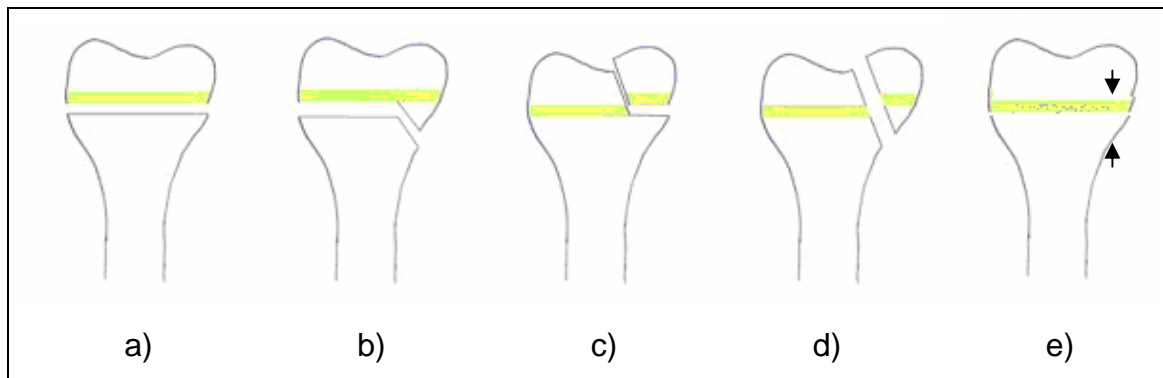
Besonderheiten des kindlichen Knochens stellen die hohe Elastizität sowie das stark ausgeprägte Periost dar [31]. Aufgrund der höheren Elastizität des kindlichen Knochens ist mehr Energie zur Erzeugung eines Bruches nötig. Die Elastizität ist umso größer, je jünger das Kind ist.

Die anatomischen Besonderheiten im Kindesalter führen zu folgenden charakteristischen Frakturen:

- **Wulstfraktur:** Die Wulstfraktur entsteht durch eine Stauchung der Längsachse, meistens im Bereich der Metaphyse an den langen Röhrenknochen. Hauptlokalisationen sind der distale Radius und die distale Ulna, sowie die Tibia und der distale Femur. Als morphologisches Korrelat findet sich eine Verwerfung der Kortikalis und eventuell zarte, querverlaufende Spongiosaverdichtungen. Die Wulstfraktur führt meistens zu keiner großen Achsenabweichung. Der Befund kann sehr diskret sein und somit leicht übersehen werden.
- **Grünholzfraktur:** Die Grünholzfraktur ist eine subperiostale Fraktur, bei der die Kortikalis nur an der konvexen Seite durchbrochen ist. Sie kann mit einer Achsenabweichung einhergehen. Es kommt selten zu Fehlstellungen, jedoch kann eine ungenügende Reposition zu einer einseitigen Kallusbildung führen.
- **Biegungsfraktur:** Die Biegungsfraktur („Bowling fracture“) stellt eine Sonderform der Grünholzfraktur dar. Die Kortikalis ist beidseits nicht unterbrochen, aber es finden sich an ihrer konvexen Seite Mikrotraumen. Röntgenologisch ist in der akuten Phase oftmals nur eine Verbiegung der langen Röhrenknochen darstellbar. In der Ausheilungsphase kann eine diskrete Kallusbildung an der konvexen Seite der Kortikalis erkennbar sein [30].

Ein therapierelevanter Unterschied des kindlichen Skeletts im Vergleich zum Erwachsenen sind die offenen Epiphysenfugen. Diese führen einerseits zu einem deutlich höheren Korrekturpotential von Fehlstellungen. Andererseits können bei Schädigungen massive Wachstumsstörungen und daraus resultierende Deformitäten und Funktionsstörungen entstehen. Eine Epiphysenbeteiligung liegt in circa 15-20% aller kindlichen Frakturen vor. Diese wird nach der Klassifikation von Aitken bzw. Salter und Harris (Abbildung 4) in IV bzw. V Grade eingeteilt [30].

**Abbildung 4** Klassifikation nach Aitken und Salter/ Harris



- a) Aitken 0 (Salter/ Harris I) stellt eine reine Epiphysenlösung ohne metaphysäre Aussprengungen dar. Die Prognose ist gut, da die Epi- und Metaphyse durch getrennte Gefäßen versorgt sind und die Wachstumsschicht der Epiphysenfuge nicht verletzt wird. Diese Fraktur kommt selten vor, sie kann als Folge eines Geburtstraumas auftreten.
- b) Aitken I (Salter/ Harris II) ist der häufigste Frakturtyp. Es besteht zusätzlich zur Epiphysenlösung eine keilförmige Absprengung der Metaphyse. Die Wachstumsschicht ist nicht verletzt.
- c) Bei Aitken II (Salter/ Harris III) zieht die Frakturlinie durch die Epiphyse und reicht bis in die Epiphysenfuge. Die Metaphyse ist nicht betroffen, die Epiphyse ist teilweise gelöst. Eine exakte Reposition ist von großer Wichtigkeit.
- d) Bei Aitken III (Salter/ Harris IV) ist im Vergleich zu Aitken II (Salter/ Harris III) die Metaphyse mitbetroffen. Die Fraktur zieht somit durch die Epiphyse, Epiphysenfuge und Metaphyse. Wie bei Aitken II muss die Fraktur zur Vermeidung von Wachstumsstörungen exakt reponiert werden.
- e) Aitken IV (Salter/ Harris V) stellt eine Kompression der Epiphysenfuge aufgrund einer axialen Stauchung dar. Die Prognose ist schlecht, da die Wachstumszone der Epiphysenfuge geschädigt ist [30].

### **Alterstypische Verteilungen der Frakturen**

Frakturen im Kindesalter ereignen sich zu 88,6% an den Extremitätenknochen, hierbei sind am häufigsten die langen Röhrenknochen betroffen (62,7%). Frakturen des Rumpfbereiches verzeichnen einen deutlich geringeren Anteil, die häufigsten Lokalisationen stellen die Clavicula und der Schädel dar. Insgesamt ist im

Wachstumsalter die obere Extremität 2-3 Mal häufiger betroffen als die untere Extremität. 65% der Frakturen betreffen die Metaphyse. Nur 25% der Frakturen sind diaphysär lokalisiert, während hierbei meistens Kinder unter 10 Jahren betroffen sind. 10% der Frakturen entstehen an der Epiphyse, besonders zum Ende des Wachstumsalters.

Betrachtet man die Extremitätenknochen, stellen die Frakturen des Unterarmes die größte Gruppe dar. Eine häufige Fraktur ist hierbei die distale Unterarmfraktur mit einem Altersschwerpunkt zwischen dem 13.-14. Lebensjahr. Der Oberarm ist die zweithäufigste Lokalisation. Typischerweise treten die Frakturen im distalen Bereich des Humerus auf und ereignen sich meistens bei Spielplatz- oder häuslichen Unfällen. Die supracondyläre Humerusfraktur tritt besonders oft zwischen dem 3. und 6. Lebensjahr auf. Oberschenkelfrakturen kommen in der Regel eher selten vor. Im Unterschenkelbereich treten Schafffrakturen oder distale Unterschenkelfrakturen auf. Ursächlich sind oftmals Unfälle im Straßenverkehr [32]. Für das Kleinkindalter ist die Toddler's Fraktur charakteristisch, welche eine torsionsbedingte Spiralfaktur der Tibia darstellt und beim Gehenlernen auftritt [33].

Laut einer Studie aus dem Jahr 2005 lassen sich drei statistisch signifikante Verletzungsschwerpunkte darstellen: Der erste Schwerpunkt betrifft das Klein- und Vorschulalter. Die Frakturen ereignen sich am häufigsten bei Unfällen zu Hause oder auf dem Spielplatz. Oft tritt die distale Oberarmfraktur auf. Der zweite Schwerpunkt ist bei Kindern und Jugendlichen, die aktiv am Verkehr teilnehmen, zu verzeichnen. Häufige Frakturen stellen die Unterschenkelschafffraktur und die distale Unterschenkelfraktur dar. Der dritte Schwerpunkt betrifft die sportbedingten Frakturen, insbesondere die distale Unterarmfraktur [34]. Eine Besonderheit stellt das Neugeborenen- oder Säuglingsalter dar. Aufgrund von mangelnder eigener Bewegung entstehen Frakturen meistens durch Fremdeinwirkungen. Ursächlich können Gewalt gegen das Kind sein (Battered Child Syndrom) oder Stürze aus im Verhältnis zur Körpergröße großer Höhe (bsp. von der Wickelkommode). Unter der Geburt entstehen am häufigsten Frakturen an Clavicula, Femur, Humerus und Schädel [35].

Insgesamt kann bis zum 10. Lebensjahr pro Lebensjahr eine leichte Zunahme der Verletzungshäufigkeit beobachtet werden. Ab dem 11. Lebensjahr findet ein stärkerer Anstieg statt. Mit Beginn des 13. Lebensjahres fällt die Frakturhäufigkeit wieder ab. Jungen sind zu 1,2-1,6 Mal stärker betroffen als Mädchen. Der Anstieg

beginnt bereits mit dem 8. Lebensjahr und hält bis zum Wachstumsabschluss an. Als Ursache hierfür wird eine erhöhte Risikobereitschaft vermutet [32].

### **Besonderheiten der Therapie und Prognose**

Je jünger das Kind ist und je länger das Wachstum noch andauern wird, desto mehr kann eine posttraumatische Fehlstellung durch die Epiphysenfuge korrigiert werden. Generell erfolgen Spontankorrekturen an der oberen Extremität häufiger als an der unteren. Außerdem ist die untere Extremität anfälliger für Wachstumsstörungen. Fehlstellungen können in der Sagittalebene generell besser ausgeglichen werden als in der Koronarebene. Rotationen können nur ungezielt im Rahmen physiologischer Torsionen kompensiert werden [36, 37]. Das Korrekturpotential ist ebenfalls abhängig von den Bewegungsformen des benachbarten Gelenkes.

Letztendlich setzt die Therapie von kindlichen Frakturen Kenntnisse in der Physiologie des Skelettwachstums voraus. Kinder dürfen keinesfalls wie „kleine Erwachsene“ behandelt werden. Fehlbehandlungen von Frakturen im Kindesalter entstehen häufig in Folge von Fehleinschätzungen der besonderen Situation im Wachstumsalter [36]. Wenn möglich sollte eine konservative Behandlung erfolgen. Die Indikation zur Operation muss differenziert und verletzungsbezogen gestellt werden, falls eine konservative Therapie inklusive einer Reposition in Narkose nicht sinnvoll erscheint. Um Folgeschäden zu vermeiden, sollten die Wachstumsfugen sowie die Blutversorgung von Periost und Weichteilen durch die Operation unbeeinträchtigt bleiben. Eine optimale Reposition und Retention sollte erreicht werden [38].



## **2 Material und Methoden**

### ***2.1 Versuchsmaterial und Präparation***

In der vorliegenden experimentellen Studie wurden die Knochen von jungen Ferkeln untersucht. Diese stammten vom Versuchsgut der Agrar- und Ernährungswissenschaftlichen Fakultät der Christian-Albrechts-Universität Kiel in Achterwehr. Die Tiere waren aus unbekannter Ursache verstorben, bevor sie in die Studie eingeschlossen wurden. Die Ferkel hatten ein Lebensalter von 4-12 Wochen und wiesen ein mittleres Körpergewicht von 16,6 kg auf. Somit befanden sich alle Tiere noch im Wachstum.

Für die Experimente wurden den Ferkeln die Gliedmaßen vom Rumpf abpräpariert. Zusätzlich erfolgte eine Durchtrennung in den großen Gelenken. Hiermit sollte verhindert werden, dass bei der späteren Frakturierung nur die Gelenke in den Weichteilen zerrissen werden würden. Der Weichteilmantel der Präparate blieb intakt. Anschließend wurden den Präparaten künstlich Knochenbrüche zugefügt. Hierbei kam eine Materialprüfmaschine vom Typ Lloyd Instruments Ltd., Fareham Hants, UK zum Einsatz (Abbildung 5). Die Präparate wurden per Hand fixiert, während der Stempel der Maschine mit einer bestimmten Geschwindigkeit eine definierte Strecke nach unten auf die Präparate fuhr. Durch diese Methode konnte eine große Zahl unterschiedlicher Frakturen mit verschiedenen Dislokationsformen erzeugt werden. In einem anderen Verfahren wurden die Präparate in einer speziellen Vorrichtung an zwei Enden fixiert und gegeneinander verdreht. Hierbei wurden zusätzlich Torsionsfrakturen erschaffen.

Die entstandenen 19 Präparate bestanden aus 5 Hinterfüßen, 4 Unterschenkeln, 4 Vorderfüßen, 3 Oberschenkeln, 2 Oberarmen und 1 Unterarm. Es wurden jeweils Elle und Speiche, Waden- und Schienbein sowie die vier Mittelfußknochen einzeln gewertet. Somit wurden in der Studie insgesamt 51 Knochen untersucht, von denen 21 Knochen einfache Frakturen und 11 Knochen komplexe Frakturen aufwiesen. 19 Knochen waren nicht frakturiert und dienten als Kontrollgruppe.

Alle Präparate wurden zur Konservierung eingefroren, da die Bildgebung zu einem späteren Zeitpunkt durchgeführt wurde.

**Abbildung 5** Erzeugung von Frakturen durch die Materialprüfmaschine



## **2.2 Bildgebende Verfahren**

Von den Präparaten wurden digitale Röntgenaufnahmen sowie CT-Untersuchungen angefertigt. Die Röntgenaufnahmen erfolgten an einem Röntgengerät mit Flachdetektor (Siemens Axiom Aristos FX Plus, Forchheim, Deutschland). Alle Präparate wurden standardmäßig in zwei Ebenen (anterior-posterior und lateral) geröntgt. Bei den Vorder- und Hinterfußpräparaten wurde eine zusätzliche schräge Ebene angefertigt. Jedes Präparat wurde mit Röhrenspannungsstufen von 55 kV und 75 kV sowie Strom-Zeit-Produkten von 3,6, 1,8 und 0,5 mAs aufgenommen. Der Fokus-Film-Abstand (Abstand zwischen Röntgenquelle und Bildempfängersystem) betrug bei allen Aufnahmen 1,05 m. Es wurde kein Raster verwendet.

Die CT-Untersuchungen entstanden an einem 64-Zeilen-Spiral-CT (Siemens Somatom Definition 64, Forchheim, Deutschland). Für alle Präparate wurden die gleichen Aufnahmeparameter gewählt. Die Röhrenspannungsstufen betragen 120, 100 und 80 kV. Da die Untersuchungen an einem Forschungsscanner durchgeführt wurden, war die sonst vorgeschriebene untere mAS-Begrenzung aufgehoben, so dass Strom-Zeit-Produkte von 100, 50, 40, 30, 20 und 11 mAs gewählt werden konnten. Für den Scanner erfolgte eine Umrechnung des elektronischen Strom-Zeit-Produktes in das effektive Strom-Zeit-Produkt nach folgender Formel:

Effektive mAs = elektronische mAs/ Pitch.

Es wurden Pitch-Werte von 0,9 und 1,5 verwendet. Die Kollimation betrug 64 x 0,6 mm bei einer Rotationszeit von 0,5 Sekunden.

Als Kernel wurde ein scharfer Kernel von 70 B gewählt. Zusätzlich wurde die Care-Dose (Technik zur automatischen Anpassung des Strom-Zeit-Produktes an den Körperdurchmesser [39]) deaktiviert, um ein automatisches Hochregeln der Belichtungsparameter zu verhindern.

Sämtliche Bildmaterialien sowie Dosisprotokolle wurden elektronisch gespeichert.

Die Rekonstruktion der CT-Bilder erfolgte in axialen und koronaren Schnittbildern mit einer effektiven Schichtdicke von 1 mm. Es wurde ein Field of View (FOV) von 200 ausgewählt. Das Rekonstruktionsinkrement betrug 0,5.

### **2.3 Dosimetrie**

Der Dosisvergleich zwischen den CT- und Röntgenaufnahmen erfolgte durch die effektive Dosis. Diese wurde für beide Verfahren anhand von 11 Beispielpräparaten berechnet. Bei den Röntgenaufnahmen wurde die effektive Dosis über das Dosisflächenprodukt ermittelt. Für die CT-Untersuchungen erfolgte die Berechnung über das Dosislängenprodukt und einen Konversionsfaktor von 0,0015 mSv/ mGy x cm.

### **2.4 Vergleich beider Verfahren**

Für die Auswertung wurden nur die CT-Stufen ausgewählt, deren effektive Dosis der der Röntgenbilder entsprach. Diese waren die ULD-CT-Stufen 80kV, 11 mAs, Pitch 1,5 und 80 kV, 11 mAs, Pitch 0,9. Als Goldstandard diente die CT-Untersuchung in der Höchstdosis mit 120 kV, 100 mAs, Pitch 0,9.

### **2.5 Bildanalyse**

Die Bildanalyse erfolgte durch zwei Kinderradiologen. Beide beurteilten unabhängig voneinander die CT- und Röntgenaufnahmen innerhalb eines Zeitraums von drei Monaten. Hierbei wurden die Röntgen- und CT-Untersuchungen in getrennten Sitzungen ausgewertet. Die Präparate und Dosisstufen lagen in zufälliger Anordnung vor. Die Aufnahmeparameter und Präparatsbezeichnungen waren für die Radiologen nicht sichtbar.

Anhand der CT- und Röntgenaufnahmen mussten die Präparate nach folgenden Kriterien beurteilt werden:

- Frakturdetektion (Vorhandensein einer Fraktur): ja / nein
- Frakturtyp: Fissur, Impressions- Längs-, Quer-, Schräg-, Spiral-, Trümmerfraktur und/ oder Fraktur mit Beteiligung der Epiphysenfuge
- Dislokationsform: Impression, Achsenabnickung, Rotationsfehler, Stufe und/ oder klaffender Frakturspalt
- diagnostische Sicherheit: (0 = sehr unsicher, 1 = unsicher, 2 = mäßig sicher, 3 = sicher, 4 = sehr sicher)

Zusätzlich wurde die Erkennbarkeit des Befundes (jeweils getrennt für Fraktur, Frakturtyp und Dislokationsform) auf einer Skala von 0-4 (0 = sehr unsicher, 1 = unsicher, 2 = mäßig sicher, 3 = sicher, 4 = sehr sicher) angegeben.

Des Weiteren erfolgte die Bewertung der Bildqualität anhand folgender subjektiver Kriterien:

- Abgrenzbarkeit der Kortikalis: (0 = nicht erkennbar, 1 = nur schemenhaft erkennbar, 2 = unscharf, 3 = scharf, 4 = sehr scharf)
- Abgrenzbarkeit der Spongiosa: (0 = nicht erkennbar, 1 = nur schemenhaft erkennbar, 2 = unscharf, 3 = scharf, 4 = sehr scharf)
- Rauschen in knöchernen Strukturen: (0 = sehr viel Rauschen, 1 = viel Rauschen, 2 = moderates Rauschen, 3 = wenig Rauschen, 4 = kein Rauschen)
- Rauschen im Hintergrund: (0 = sehr viel Rauschen, 1 = viel Rauschen, 2 = moderates Rauschen, 3 = wenig Rauschen, 4 = kein Rauschen)

Das Gesamtergebnis für einen Knochen galt als positiv, wenn Frakturdetektion, Frakturtyp und Dislokationsform richtig erkannt worden waren und die Erkennbarkeit mindestens einen Rankingwert von 2 erreicht hatte. In der diagnostischen Sicherheit musste ebenfalls ein Wert von mindestens 2 erzielt worden sein.

## **2.6 Primäre Zielsetzung**

Die primäre Zielsetzung der Arbeit war der Vergleich aller positiven Gesamtergebnisse der zwei ULD-CTs mit der Standard-Röntgenstufe 55 kV, 1,8 mAs. Der Vergleich fand in vier verschiedenen Analysen statt:

1. Für Observer 1
2. Für Observer 2
3. Für die Schnittmenge beider Observer (ein positives Ergebnis gab es nur, wenn beide Observer richtige Ergebnisse erzielt hatten)
4. Für die Vereinigungsmenge beider Observer (Addition der Ergebnisse beider Observer)

## **2.7 Sekundäre Zielsetzung**

Die sekundäre Zielsetzung war der Vergleich der einzelnen Röntgenstufen mit den zwei ULD-CTs (80 kV, 11 mAs, Pitch 1,5 und 80 kV, 11 mAs, Pitch 0,9). Hier wurde nur die Schnittmenge untersucht (Punkt 3 im Kapitel 2.6).

## **2.8 Interobserververgleich**

Des Weiteren fand ein Vergleich zwischen den beiden Observern statt. Dieser erfolgte anhand der beiden ULD-CTs und der Standard-Röntgen-Stufe.

## **2.9 Statistische Analyse**

Es wurden Konfidenzintervalle für binominale Wahrscheinlichkeiten berechnet. Für den Vergleich zwischen den CT-Untersuchungen und Röntgenaufnahmen sowie zwischen den beiden Observern wurde der McNemar-Test verwendet. Ein p-Wert kleiner als 0,05 wurde als signifikant erachtet und ist fett gedruckt unterhalb oder innerhalb der Tabellen dargestellt. Alle Tests waren zweidimensional. Das Maß der Übereinstimmung zwischen den CT- und Röntgenaufnahmen sowie zwischen den beiden Observern im Verhältnis zur Gesamtübereinstimmung sowie der Kappa-Index (95% Konfidenzintervall) wurden berechnet. Hierfür wurde das statistische Programm „BIAS“ für Windows 8.03 verwendet.

## **3 Ergebnisse**

### **3.1 Ergebnisse**

#### **3.1.1 Primäre Zielsetzung**

Die Erfolgswahrscheinlichkeit beider ULD-CTs war bei beiden Observern größer als die der Standard-Röntgenstufe 55 kV, 1,8 mAs. Signifikante Ergebnisse wurden in der ULD-CT-Stufe 80kV, 11 mAs, Pitch 0,9 in allen vier Analysen (Observer 1, Observer 2, Schnittmenge und Vereinigungsmenge beider Observer) erzielt. In der ULD-CT-Stufe 80 kV, 11 mAs, Pitch 1,5 waren die Ergebnisse für Observer 1, Observer 2 und die Vereinigungsmenge beider Observer signifikant. Bei der Schnittmenge dieser Dosisstufe war die Erfolgswahrscheinlichkeit zwar größer als in der Standard-Röntgenstufe, erreichte jedoch kein Signifikanzniveau. Abbildung 6 und 7 zeigen den Vergleich beider ULD-CTs mit der Standard-Röntgenstufe für die Schnittmenge beider Observer.

#### **3.1.2 Sekundäre Zielsetzung**

In der sekundären Zielsetzung wurden alle Röntgenstufen mit den beiden ULD-CTs verglichen. Jedoch wurde nur die Schnittmenge beider Observer berücksichtigt (Abbildung 8 und 9). Wie in der primären Zielsetzung waren die Erfolgswahrscheinlichkeiten beider ULD-CTs höher als die aller Röntgenstufen. Signifikante Ergebnisse bestanden jedoch nur beim Vergleich der ULD-CT-Stufe 80 kV, 11 mAs, Pitch 0,9 mit den Röntgenstufen 75 kV, 1,8 mAs und 55 kV, 1,8 mAs.

#### **3.1.3 Interobserververgleich**

Die Abbildungen 10-12 stellen den Vergleich zwischen Observer 1 und 2 (Interobserververgleich) dar. Es konnte kein relevanter Unterschied zwischen den beiden Observern nachgewiesen werden ( $p(\text{McNemar}) > 0,05$ ). Die Übereinstimmungsrate lag bei 0,75.

#### **3.1.4 Subjektive Bildqualität**

Die Bewertung der subjektiven Bildqualität erfolgte zum einen durch die Abgrenzbarkeit von Kortikalis und Spongiosa, zum anderen durch die Bestimmung des Rauschens im Knochen und im Bildhintergrund. Alle Kriterien konnten in

sämtlichen Röntgenaufnahmen besser dargestellt werden als durch die beiden ULD-CTs. Somit war die subjektive Bildqualität der Röntgenaufnahmen deutlich höher als die der ULD-CTs.

Abbildung 13 zeigt eine Zusammenfassung aller vier Kriterien für beide Verfahren und beide Observer.

### **3.1.5 Einzelne Kriterien der Frakturdiagnostik**

Abbildung 14 präsentiert die Ergebnisse der Frakturdetektion in Prozent für die ULD-CTs und die Röntgenaufnahmen im Vergleich zum Goldstandard.

In der ULD-CT-Stufe 80kV, 11 mAs, Pitch 0,9, wurden 97% der Befunde korrekt diagnostiziert. Durch die ULD-CT-Stufe 80kV, 11mAs, Pitch 1,5 konnten 91% der Frakturen nachgewiesen werden.

Der Großteil der Fehldiagnosen betraf die Fissuren (insgesamt 3 von 3 Fehldiagnosen in der Dosisstufe 80kV, 11 mAs, Pitch 0,9 und 5 von 9 in der Dosisstufe 80 kV, 11 mAs, Pitch 1,5).

Mittels Röntgen wurden 92% bis 95% aller Frakturen richtig erkannt.

Die Ergebnisse aller Röntgen-Dosisstufen zusammengefasst, stellten sowohl die Fissuren (14 von 35 Fehldiagnosen) als auch die Schrägfrakturen (14 von 35 Fehldiagnosen) die häufigsten falschen Befunde dar.

In Abbildung 15 ist die Erkennung des Frakturtyps in Prozent zu sehen.

In der ULD-CT-Stufe 80 kV, 11 mAs, Pitch 0,9 wurden 90% der Frakturtypen richtig beschrieben. Die 10 Fehldiagnosen verteilten sich hauptsächlich auf die Trümmerfrakturen mit oder ohne Aitken-Komponente (4x) und die Fissuren (3x).

In der Dosisstufe 80kV, 11mAs, Pitch 1,5 waren 84% der gestellten Diagnosen korrekt. Insgesamt wurden hier 16 Frakturen falsch diagnostiziert. Hierunter kamen die Trümmerfraktur mit oder ohne Aitkenkomponente (5x) und die Fissur (4x) am häufigsten vor.

Durch die Röntgenbilder konnten zwischen 73% und 79% aller Frakturtypen richtig beschrieben werden. Alle Dosisstufen zusammen betrachtet, traten insgesamt 142 Fehldiagnosen auf. Hier ließ sich ebenfalls ein Trend zu den Trümmerfrakturen (mit oder ohne Gelenkbeteiligung) verzeichnen, welche 48 der 142 Fehldiagnosen darstellten. Am zweithäufigsten wurden die Fissuren falsch beschrieben (29 von 142 Fehldiagnosen). Außerdem führten die Schrägfrakturen zu häufigen Fehlbefunden

(27 der 142 Fehldiagnosen). 110 der 142 falschen Befunde waren an den kurzen Röhrenknochen der Vorder- und Hinterfüße anzutreffen, jedoch nur 32 an den restlichen Knochen (Tibia, Fibula, Radius, Ulna, Humerus und Femur).

Abbildung 16 demonstriert die richtig erkannten Dislokationsformen.

Hierbei wurden durch die beiden ULD-CTs in 95% bzw. 96% richtige Ergebnisse erzielt. Die Fehldiagnosen betrafen alle Dislokationsformen und traten ausschließlich an den kurzen Röhrenknochen der Vorder- und Hinterfußpräparate auf.

Die Erfolgsquote der Röntgenbilder lag zwischen 77% (55kV, 1,8 mAs) und 87% (75 kV, 3,6 mAs). Insgesamt traten hierbei 106 Fehldiagnosen auf (eine Fehldiagnose konnte aus mehreren falsch beschriebenen Dislokationsformen bestehen). Die Fehler waren auf alle Dislokationsformen verteilt. Eine Häufung ließ sich jedoch bei der Stufe verzeichnen, welche 58 Mal falsch diagnostiziert wurde. Auch zeichnete sich eine Tendenz zu den Impressionen ab, welche 52 Fehldiagnosen darstellten. Letztendlich muss aber berücksichtigt werden, dass die Dislokationsformen in verschiedener Anzahl unter dem Versuchsgut vertreten waren. Beispielsweise kam die Stufe 205 Mal vor, bei einer Fehleranzahl von insgesamt 58 wurden somit 23% der Stufen falsch diagnostiziert. Wiederum gab es nur 120 Impressionen unter den Knochenpräparaten. Da 52 dieser falsch beschrieben wurden, betraf die relative Fehlerhäufigkeit bei den Impressionen sogar 43%.

In der Abbildung 17 ist die diagnostische Sicherheit in Prozent dargestellt. Diese war sowohl bei den ULD-CTs als auch bei den Röntgenaufnahmen mit mindestens 98% stets gegeben.



### 3.2 Abbildungen

#### Abbildung 6

Primäre Zielsetzung

Röntgen-Standardstufe, ULD-CT 80 kV, 11 mAs, Pitch 0.9

Observer 1 und 2 richtig (Schnittmenge)

		Röntgen		
		Gesamtergebnis positiv	Gesamtergebnis negativ	Erfolgswahrscheinlichkeit 95%-CI
CT	Gesamtergebnis positiv	23	14	37 0.73 [0.58-0.84]
	Gesamtergebnis negativ	4	10	14
Erfolgswahrscheinlichkeit 95%-CI		27 0.53 [0.39-0.67]	24	51

Probenumfang: 51 frakturierte und nicht-frakturierte Knochen

P-Wert: **0.031**, Anteil der gesamten Übereinstimmung: 0.65,

Kappa-Index: 0.27 [0.024-0.53]

#### Abbildung 7

Primäre Zielsetzung

Röntgen-Standardstufe, ULD-CT 80 kV, 11 mAs, Pitch 1.5

Observer 1 und 2 richtig (Schnittmenge)

		Röntgen		
		Gesamtergebnis positiv	Gesamtergebnis negativ	Erfolgswahrscheinlichkeit 95%-CI
CT	Gesamtergebnis positiv	21	14	35 0.69 [0.54-0.81]
	Gesamtergebnis negativ	6	10	16
Erfolgswahrscheinlichkeit 95%-CI		27 0.53 [0.38-0.67]	24	51

Probenumfang: 51 frakturierte und nicht-frakturierte Knochen

P-Wert: 0.12, Anteil der gesamten Übereinstimmung: 0.61,

Kappa-Index: 0.20 [-0.062-0.46]

### Abbildung 8

Sekundäre Zielsetzung

ULD-CT 80 kV, 11 mAs, Pitch 0,9 und alle Röntgenstufen

Observer 1 und 2 richtig (Schnittmenge)

Röntgenparameter	Erfolgs-wahrscheinlichkeit Röntgen	Erfolgs-wahrscheinlichkeit CT	P-Wert	Anteil der gesamten Übereinstimmung	Kappa-Index
75 kV, 3,6 mAs	0,59	0,73	0,092	0,75	0,45 (0,18-0,71)
75 kV, 1,9 mAs	0,55	0,73	<b>0,022</b>	0,75	0,47 (0,21-0,72)
75 kV, 0,5 mAs	0,59	0,73	0,096	0,75	0,45 (0,18-0,71)
55 kV, 3,6 mAs	0,57	0,73	0,077	0,69	0,33 (0,073-0,59)
55 kV, 1,9 mAs	0,53	0,73	<b>0,031</b>	0,65	0,27 (0,024-0,53)
55 kV, 0,5 mAs	0,57	0,73	0,096	0,65	0,25 (-0,011-0,51)

Probenumfang: 51 frakturierte und nicht-frakturierte Knochen

### Abbildung 9

Sekundäre Zielsetzung

ULD-CT 80 kV, 11 mAs, Pitch 1,5 und alle Röntgenstufen

Observer 1 und 2 richtig (Schnittmenge)

Röntgenparameter	Erfolgs-wahrscheinlichkeit Röntgen	Erfolgs-wahrscheinlichkeit CT	P-Wert	Anteil der gesamten Übereinstimmung	Kappaindex
75 kV, 3,6 mAs	0,59	0,67	0,30	0,71	0,37 (0,10-0,64)
75 kV, 1,9 mAs	0,55	0,67	0,12	0,71	0,39 (0,13-0,65)
75 kV, 0,5 mAs	0,59	0,67	0,33	0,66	0,29 (0,018-0,55)
55 kV, 3,6 mAs	0,57	0,67	0,21	0,69	0,34 (0,073-0,60)
55 kV, 1,9 mAs	0,53	0,67	0,12	0,61	0,20 (-0,062-0,46)
55 kV, 0,5 mAs	0,57	0,67	0,18	0,73	0,42 (0,16-0,69)

Probenumfang: 51 frakturierte und nicht-frakturierte Knochen

**Abbildung 10**  
 Interobserververgleich  
 ULD-CT 80 kV, 11 mAs, Pitch 0,9

		<b>Observer 1</b>		
		Gesamtergebnis positiv	Gesamtergebnis negativ	Erfolgswahrscheinlichkeit 95%-CI
<b>Observer 2</b>	Gesamtergebnis positiv	37	10	47 0.92 [0.81-0.98]
	Gesamtergebnis negativ	3	1	4
Erfolgswahrscheinlichkeit 95%-CI		40 0.78 [0.65-0.89]	11	51

Probenumfang: 51 frakturierte und nicht-frakturierte Knochen  
 p-Wert: 0.092, Anteil der gesamten Übereinstimmung: 0.75  
 Kappa-Index: 0.021 [-0.21-0.25]

**Abbildung 11**  
 Interobserververgleich  
 ULD-CT 80 kV, 11 mAs, Pitch 1,5

		<b>Observer 1</b>		
		Gesamtergebnis positiv	Gesamtergebnis negativ	Erfolgswahrscheinlichkeit 95%-CI
<b>Observer 2</b>	Gesamtergebnis positiv	35	9	44 0.86 [0.74-0.94]
	Gesamtergebnis negativ	5	2	7
Erfolgswahrscheinlichkeit 95%-CI		40 0.78 [0.65-0.89]	11	51

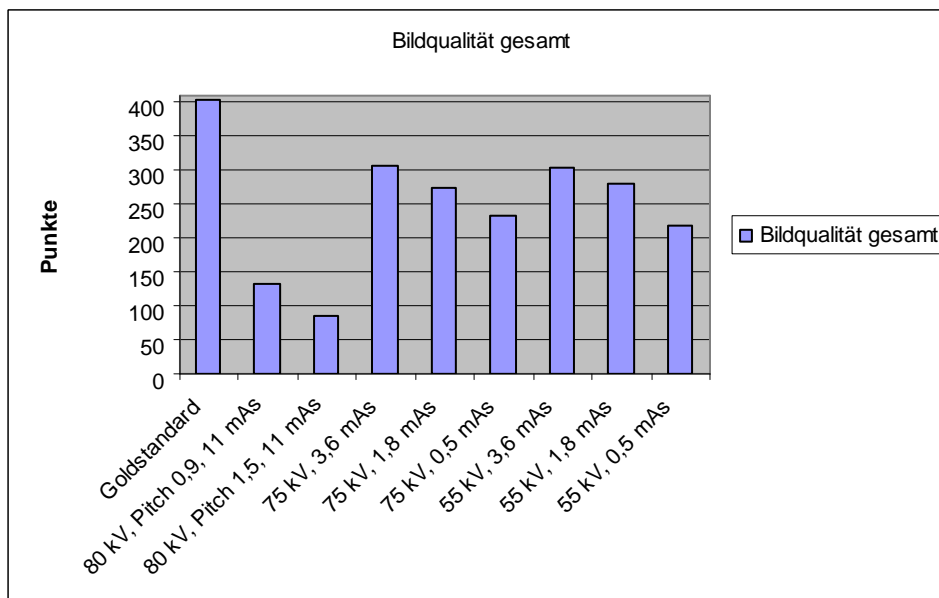
Probenumfang: 51 frakturierte und nicht-frakturierte Knochen  
 p-Wert: 0.42, Anteil der gesamten Übereinstimmung: 0.73,  
 Kappa-Index: 0.065 [-0.20- 0.33]

**Abbildung 12**  
 Interobserververgleich  
 Röntgen-Standardstufe

		Observer 1		
		Gesamtergebnis positiv	Gesamtergebnis negativ	Erfolgswahrscheinlichkeit 95%-CI
Observer 2	Gesamtergebnis positiv	27	7	34 0.67 [0.52-0.79]
	Gesamtergebnis negativ	4	13	17
Erfolgswahrscheinlichkeit 95%-CI		31 0.61 [0.46-0.74]	20	51

Probenumfang: 51 frakturierte und nicht-frakturierte Knochen  
 p-Wert: 0.55, Anteil der gesamten Übereinstimmung: 0.78,  
 Kappa-Index: 0.54 [0.26-0.81]

**Abbildung 13**  
 Subjektive Bildqualität  
 Goldstandard, beide ULD-CTs und alle Röntgenstufen  
 Addition vergebener Punktzahl beider Observer (für Abgrenzbarkeit von Kortikalis und Spongiosa, Rauschen in Knochen und Hintergrund)



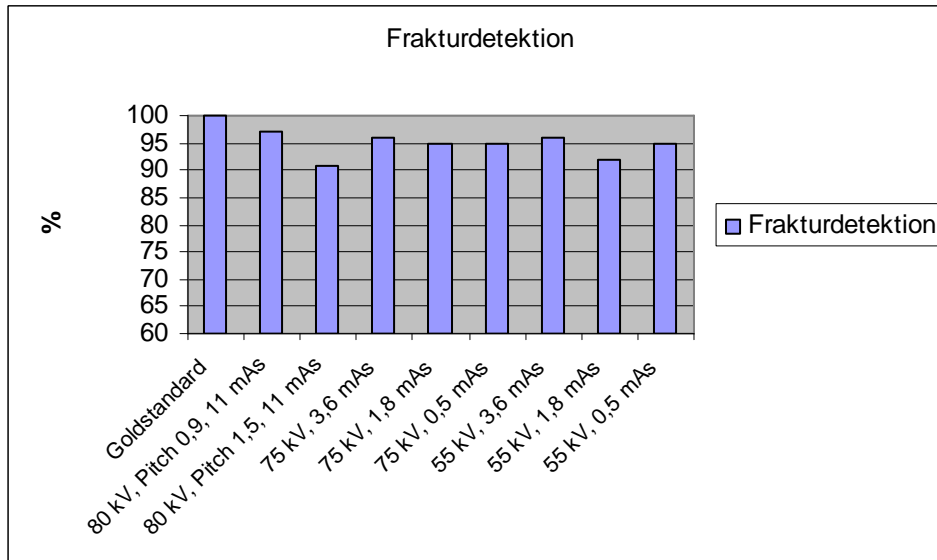
Probenumfang: 51 frakturierte und nicht-frakturierte Knochen

### Abbildung 14

Frakturdetektion in Prozent

Goldstandard, beide ULD-CTs und alle Röntgenstufen

Observer 1 und 2 addiert (Vereinigungsmenge)



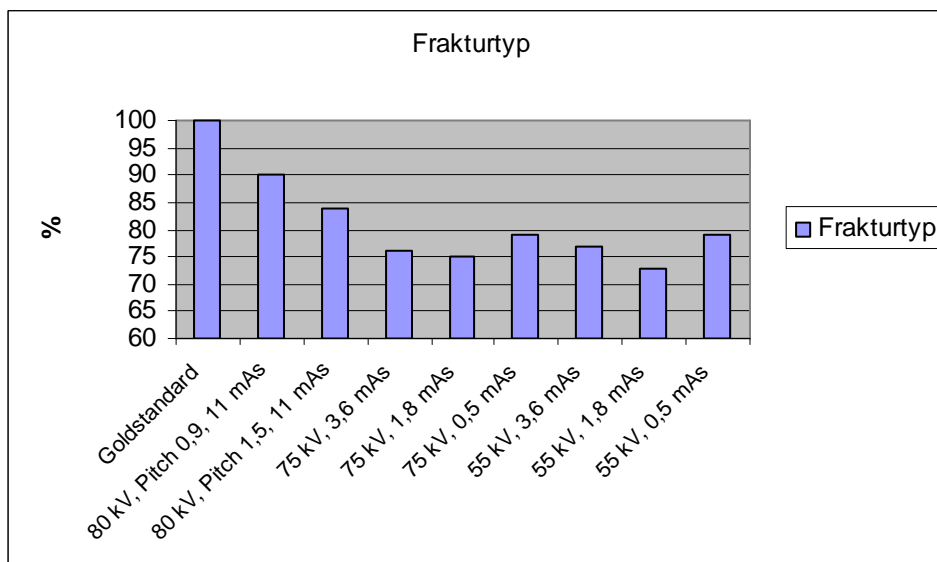
Probenumfang: 51 frakturierte und nicht-frakturierte Knochen

### Abbildung 15

Erkennung des Frakturtyps in Prozent

Goldstandard, beide ULD-CTs und alle Röntgenstufen

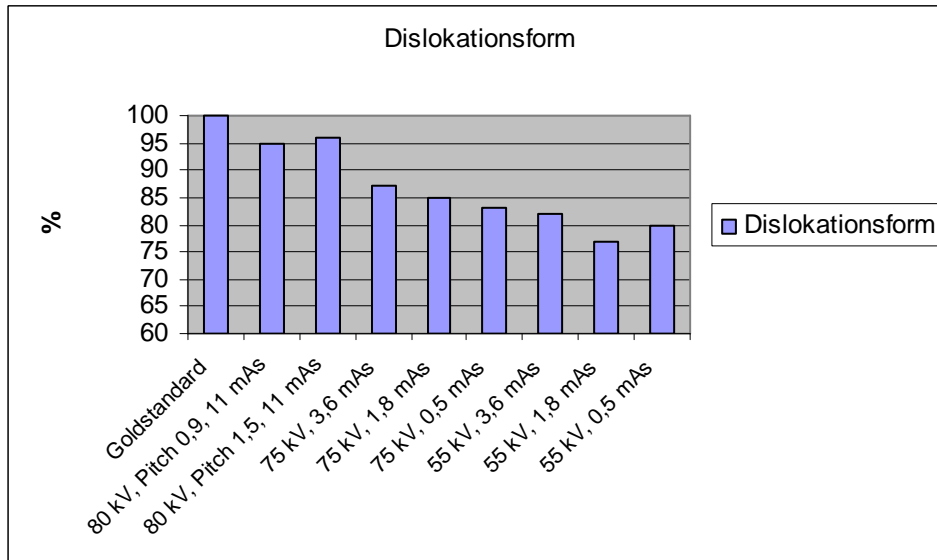
Observer 1 und 2 addiert (Vereinigungsmenge)



Probenumfang: 51 frakturierte und nicht-frakturierte Knochen

### Abbildung 16

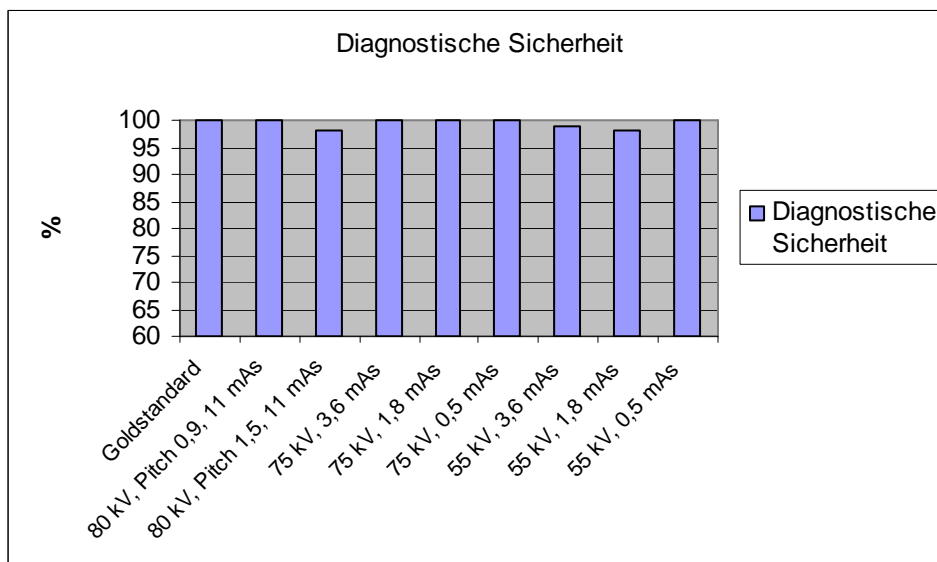
Erkennung der Dislokationsform in Prozent  
Goldstandard, beide ULD-CTs und alle Röntgenstufen  
Observer 1 und 2 addiert (Vereinigungsmenge)



Probenumfang: 51 frakturierte und nicht-frakturierte Knochen

### Abbildung 17

Diagnostische Sicherheit in Prozent  
Goldstandard, beide ULD-CTs und alle Röntgenstufen  
Observer 1 und 2 addiert (Vereinigungsmenge)



Probenumfang: 51 frakturierte und nicht-frakturierte Knochen

## 4 Diskussion

### 4.1 Diskussion der Methodik

#### **Versuchsgut:**

In der vorliegenden Arbeit wurden als Versuchsobjekte die Extremitäten junger Ferkel ausgewählt. Laut Conolly et al ähneln diese am ehesten dem Aufbau des kindlichen Knochens [40]. Ferkel wurden bereits in verschiedenen Studien als Modell des kindlichen Skeletts eingesetzt [41].

Die Tiere in der vorliegenden Arbeit hatten ein Alter von 4-12 Wochen und befanden sich noch im Wachstum. Beispielsweise wiesen alle Ferkel offene Epiphysenfugen auf.

Durch die Verwendung von tierischen Präparaten konnte eine Studie an Kindern, welche aufgrund der hohen Strahlenbelastung durch die mehrfache Bildgebung ethisch nicht vertretbar gewesen wäre, vermieden werden. Auch wurden Versuche an lebenden Tieren oder das Töten von Tieren für die vorliegende Arbeit verhindert, da ausschließlich Tiere untersucht wurden, die bereits zuvor an einer unbekanntem Ursache verstorben waren.

#### **Parameter zur Dosissenkung:**

Durch die Reduktion von Spannung und Strom-Zeit-Produkt sowie durch die Veränderung des Pitches konnte die effektive Dosis der CT-Untersuchungen in der vorliegenden Studie massiv gesenkt werden.

Dieses sind Parameter, welche sowohl in Studien als auch in der Praxis zur Dosissenkung eingesetzt werden. In pädiatrischen Untersuchungsprotokollen ist eine Erniedrigung von Strom-Zeit-Produkt und Spannung je nach Altersabstufung und zu untersuchender Körperregion bereits vorgeschrieben [2].

Das Strom-Zeit-Produkt verhält sich direkt proportional zur Strahlendosis. Das heißt, eine Reduktion führt zu einem linearen Abfall der Dosis. Gleichzeitig hat eine Senkung des Strom-Zeit-Produktes eine Zunahme des Bildrauschens und somit Abnahme der Bildqualität zur Folge [42]. Durch eine gleichzeitige Erhöhung der Spannung kann die Bildqualität jedoch beibehalten werden [3]. In zahlreichen Studien konnte die Dosis durch eine Verringerung des Strom-Zeit-Produktes deutlich reduziert werden [43, 44]. Beispielsweise führten Mulkens et al einen Vergleich

zwischen MD-CT-Untersuchungen mit niedriger Dosis und mit Standarddosis bei Patienten mit Verletzungen der Halswirbelsäule durch und konnten durch die Reduktion des Strom-Zeit-Produktes die effektive Dosis um circa 58% senken [45].

Eine Verminderung der Spannung führt ebenfalls zu einer Dosiseinsparung, allerdings verhalten sich beide Parameter nicht linear zueinander. Eine Reduktion der Spannung bedeutet eine erhöhte Strahlungsabsorption durch den Patienten. Dieses führt zu einer verstärkten Kontrastierung und somit besseren Darstellung von Knochen oder Kontrastmitteln [46]. In der Literatur werden höhere Spannungsstufen (140 kV) für adipöse Patienten und niedrige (80-100 kV) für kleine Kinder und Säuglinge sowie Untersuchungen mit Kontrastmitteln empfohlen. Jedoch kann die Spannung nicht beliebig gesenkt werden [2]. In verschiedenen Low-Dose-CT-Studien wurde die Reduktion der Spannung als Dosissenkung genutzt. Beispielsweise verringerten Honnef et al die effektive Dosis bei der CT- Untersuchung von kindlichem Thorax und Abdomen um ca. 64% ausschließlich durch die Veränderung der Spannung [47].

In der vorliegenden Studie wurden neben unterschiedlichen Strom-Zeit-Produkten und Spannungsstufen zwei verschiedene Pitch-Werte (0,9 und 1,5) gewählt. Eine Erhöhung des Pitch-Wertes kann ebenfalls zu einer Verringerung der Dosis führen [42, 48]. Des Weiteren wird die Scanzeit verkürzt. Dieses kann sogar zu einem Verzicht auf eine Sedierung bei noch nicht kooperationsfähigen Patienten und zu einer Verringerung von Bewegungsartefakten führen [49]. Jedoch kann eine Erhöhung des Pitch-Wertes in der MD-CT auch eine Vergrößerung der Strahlendosis mit sich bringen, da die Röntgenröhre vor und nach dem Scanbereich eine zusätzliche Rotation durchführt (Overscanning-Effekt). Hierbei gilt, je größer der Tischvorschub (und somit auch der Pitch-Wert) ist, desto höher ist auch die Strahlenexposition. Bemerkbar macht sich dieses Phänomen insbesondere bei kurzen Scanlängen wie bei kleinen Patienten in der Pädiatrie [2]. Laut Herzog et al kann bei manchen Herstellern durch alleinige Veränderung des Pitch-Wertes keine Dosisreduktion erzielt werden, da die Röhrenströme automatisch angepasst werden [50]. In der vorliegenden Studie wurde die automatische Dosisanpassung jedoch deaktiviert und somit eine Dosissenkung ermöglicht.

Folgende Parameter werden in der Literatur zusätzlich zur Dosissenkung eingesetzt: die Verringerung der Rotationszeit der Röhre (Honnef et al empfehlen in der Pädiatrie eine kurze Rotationszeit von 0,5 Sekunden. Diese wurde in der



vorliegenden Studie bereits standardmäßig gewählt) [47]. Eine weitere Möglichkeit ist die Vergrößerung der Kollimation. Diese führt allerdings aufgrund der Penumbra nur zu einer geringeren Dosisenkung als durch Veränderung der mAs- und kV-Werte erzielt wird [47].

### **Dosisvergleich:**

Für den Dosisvergleich zwischen den CT- und Röntgenaufnahmen wurde die effektive Dosis ausgewählt. Laut Hertrich [9] und Le Heron [51] ist diese für den Vergleich unterschiedlicher Röntgenquellen geeignet und wird in verschiedenen Studien zur Gegenüberstellung von CT-Untersuchungen und Röntgenaufnahmen angewandt [52, 53]. Besonders in der Pädiatrie ist die effektive Dosis ein geeigneter Parameter, da diese die besonders starke Empfindlichkeit von Kindern gegenüber ionisierender Strahlung und das damit erhöhte Risiko einer Kanzerogenese berücksichtigt [13]. Die Berechnung der effektiven Dosis ist vom Alter des Kindes abhängig: Je jünger das Kind ist, desto höher ist die effektive Dosis [54]. Galanski et al führten 2005-2006 eine Umfrage in der Bundesrepublik Deutschland zur CT in der Kinderheilkunde durch. Sie beschrieben, dass durch moderate Veränderungen der Aufnahmeparameter zwar der  $CTDI_{Vol}$  deutlich gesenkt wurde, die effektive Dosis jedoch nur weniger stark reduziert werden konnte. Denn unter Berücksichtigung des steigenden Tumorrisikos bei jüngeren Kindern, war die effektive Dosis trotz Senkung des  $CTDI_{Vol}$  immer noch höher als bei den Erwachsenen [54]. Anders als in der vorliegenden Studie wurden in der Arbeit von Galanski et al ausschließlich Untersuchungen am Körperstamm evaluiert.

### **Bildrekonstruktion:**

Für die Rekonstruktion von CT-Aufnahmen werden verschiedene Rekonstruktionsfilter (Kernel) verwendet. Der Kernel bestimmt das Verhältnis von der Ortsauflösung zum Bildrauschen. Hierbei werden harte und weiche Kernel unterschieden. Ein harter Kernel führt zu einer hohen räumlichen Auflösung und einer hohen Randschärfe. Kantige Strukturen werden besonders gut dargestellt. Nachteilig ist das verstärkte Bildrauschen. Gewöhnlicherweise wird ein harter Kernel für die Darstellung von knöchernen Strukturen genutzt. Ein weicher Filterkern hat eine niedrige Orts-, dafür aber eine höhere Kontrastauflösung zur Folge. Das Bildrauschen ist verringert. Ein weicher Kernel wird für die Darstellung von

Weichteilen gewählt. Auch ist ein weicher Kernel für Aufnahmen im Niedrigdosisbereich zu empfehlen, um das mit sinkender Dosis zunehmende Rauschen möglichst gering zu halten [3]. Dennoch wurde in dieser Studie ein harter Kernel von 70 B gewählt, welcher für die Darstellung von Knochen üblich ist. Ein dadurch verstärktes Rauschen wurde toleriert. Inwieweit sich verschiedene Faltungskerne positiv auf die Ergebnisse im Niedrig-Dosis-Bereich auswirken, konnte aufgrund der hierfür entstandenen Datenfülle nicht untersucht werden. Dieses könnte aber Gegenstand weiterer Studien sein.

### **Auswertung:**

Die Auswertung wurde durch zwei Kinderradiologen durchgeführt. Diese bewerteten unabhängig voneinander die CT- und Röntgenaufnahmen. Eine Variabilität zwischen den Untersuchern war nicht ausgeschlossen, im Interobserververgleich bestand jedoch eine hohe Übereinstimmung. Um mögliche Lerneffekte bei den sich wiederholenden Präparaten gering zu halten, wurde die Auswertung innerhalb eines Zeitraumes von drei Monaten durchgeführt.

### **Bildqualität:**

Zur Bestimmung der Bildqualität wurden die Abgrenzbarkeit der Kortikalis und Spongiosa sowie das Rauschen im Knochen und im Hintergrund untersucht. Alle vier Kriterien wurden subjektiv durch beide Radiologen bewertet. In der Literatur gibt es objektive Methoden zur Bestimmung des Rauschens, welche entweder für die Computertomographie oder für die digitale Radiographie angewandt werden können [3]. In der vorliegenden Studie wurde jedoch eine subjektive Quantifizierung des Rauschens gewählt, damit beide Verfahren miteinander verglichen werden konnten.

### **Goldstandard:**

Als Goldstandard diente in dieser Arbeit eine CT in der Höchstdosis. In einer anderen Studie zur radiologischen Frakturdiagnostik wurde als Goldstandard eine Autopsie durchgeführt [55]. Jedoch können Frakturverläufe in einer Autopsie nicht immer komplett dargestellt werden bzw. Knochenfragmente können sich während der Präparation verschieben oder es können weitere Knochenfragmente entstehen. Deshalb erschien die CT als Goldstandard am besten geeignet.

## **4.2 Diskussion der Ergebnisse**

Insgesamt hat in den letzten Jahren die Anzahl an CT-Untersuchungen bei gleichzeitiger Abnahme der Röntgenaufnahmen deutlich zugenommen [17]. Dieses ist auf die höhere diagnostische Aussagekraft der CT im Vergleich zur Radiographie zurückzuführen [55-59]. Zugleich hat auch die Strahlenbelastung durch die CT insbesondere in der Pädiatrie zunehmend Beachtung gefunden [22, 60]. Als Maßnahmen zur Dosisreduktion in der Kinderradiologie wurden alters- und gewichtsadaptierte Untersuchungsprotokolle, diagnostische Referenzwerte und SOPs für die Untersucher erstellt [2, 44, 61, 62]. Der Einsatz der ULD-CT war bereits Gegenstand mehrerer wissenschaftlichen Arbeiten [45, 63-65]. Mulkens et al untersuchten den Stellenwert der ULD-CT in der Erkennung von Frakturen der HWS bei Traumapatienten (siehe Kapitel 4.1 „Parameter zur Dosisreduktion“). Als Vergleich diente eine CT in Standarddosis. Die ULD-CT führte zu einem verstärkten Rauschen, jedoch nicht zu Einbußen in der diagnostischen Aussagekraft oder der subjektiven Bildqualität [45]. Sowohl in der vorliegenden Arbeit, als auch in der Arbeit von Mulkens et al konnte gezeigt werden, dass trotz reduzierter Bildqualität noch gute Endergebnisse durch die ULD-CT erzielt wurden. Chapman et al [65] entwickelten ein Niedrig-Dosis-Protokoll zur Frakturdiagnostik nach Ellenbogentraumata bei pädiatrischen Patienten. Zur Dosisreduktion wurden das Stromzeitprodukt und die Spannung verringert, bei aktivierter Care-dose. Die Niedrigdosisstufe 100 kV, 25 mAs erzielte hierbei die besten Ergebnisse. Ihr Stellenwert in der Praxis sollte anhand weiterer klinischer Daten überprüft werden.

Ziel der vorliegenden Arbeit war jedoch ein Vergleich von ULD-CT-Untersuchungen mit Röntgenaufnahmen in gleicher effektiver Dosis. Bislang gibt es nur wenige Studien, in denen Röntgenbilder dosisäquivalenten CT-Untersuchungen gegenüber gestellt werden und diese betreffen andere Organsysteme [52, 53, 66]. Im Bereich der Frakturdiagnostik ist diese somit die erste experimentelle Studie.

Zusammenfassend war hierbei die ULD-CT den Röntgenaufnahmen in der Frakturdiagnostik überlegen. Während bei der Frakturerkennung durch beide Verfahren ähnliche Ergebnisse erzielt werden konnten, bestand ein deutlicher Unterschied bei der Diagnostik von Frakturtyp und Dislokationsform zugunsten der ULD-CTs. Ursächlich hierfür ist die dreidimensionale und überlagerungsfreie Darstellung durch die CT. Die meisten Fehldiagnosen durch beide Verfahren traten

bei den Trümmerfrakturen und Fissuren auf. Die Trümmerfrakturen könnten aufgrund einer Unübersichtlichkeit der verschiedenen Fragmente falsch interpretiert worden sein. Eine mangelnde Kontinuitätsunterbrechung des Knochens und folglich schlechtere Sichtbarkeit könnten zu Schwierigkeiten bei der korrekten Erkennung der Fissuren geführt haben. Bei den Röntgenaufnahmen traten zusätzlich Fehler bei der Diagnostik der Schräg- und Spiralfrakturen auf, welche auf die Summationseffekte in den vorliegenden zwei oder drei Ebenen mit daraus resultierenden Überlagerungen zurückzuführen sind. Insgesamt betraf ein Großteil aller Fehldiagnosen der Röntgenaufnahmen die kurzen Röhrenknochen der Vorder- und Hinterfußpräparate. Auch ließ sich bei den ULD-CTs eine Tendenz hierzu verzeichnen. Die geringe Größe der Knochen und die Überlagerungen durch mehrere Knochen in einer Ebene könnten zu der hohen Fehlerhäufigkeit beigetragen haben.

Die Dislokationen betrachtet, zeichnete sich ebenfalls die Überlegenheit der ULD-CTs deutlich ab. Die Fehldiagnosen in den beiden ULD-CT-Stufen verteilten sich in ähnlicher Anzahl auf alle Dislokationsformen. Auffällig war jedoch die Tatsache, dass hier ausschließlich die kurzen Röhrenknochen betroffen waren. Wie bei den Frakturtypen könnten die geringe Knochengröße und die Überlagerung durch mehrere Knochen eine Rolle gespielt haben. Im Vergleich zu den ULD-CTs wurden durch die Röntgenaufnahmen deutlich mehr Dislokationen falsch diagnostiziert. Häufungen traten bei der Stufe und der Impression auf. Ursächlich war, wie bei den Frakturtypen, die schlechtere Darstellung durch die Summation der Strukturen und die eingeschränkte Dreidimensionalität in den Röntgenuntersuchungen.

Insgesamt war der Unterschied zwischen beiden Verfahren meistens signifikant, wenn die Observer einzeln oder die Vereinigungsmenge betrachtet wurden. Wurde die Schnittmenge gewertet, war die Überlegenheit durch die ULD-CTs zwar vorhanden, ein Signifikanzniveau wurde jedoch nicht erreicht. Dieses könnte an den harten Kriterien der Schnittmenge gelegen haben. Bei beiden Verfahren waren die Ergebnisse bei der Betrachtung der Schnittmenge schlechter als bei der Bewertung der einzelnen Observer oder der Vereinigungsmenge.

Neben der Frakturdiagnostik wurde die subjektive Bildqualität bewertet, welche bei den Röntgenaufnahmen stets besser als bei den ULD-CTs war. Zusätzlich bestand je nach Pitch-Wert ein geringer Unterschied innerhalb der beiden ULD-CTs zugunsten der ULD-CT-Stufe 80 kV, 11 mAs, Pitch 0,9. Dieses entspricht der Tatsache, dass eine Erhöhung des Pitch-Wertes zu einer schlechteren Bildqualität

führt. Zusammenfassend war die Überlegenheit der ULD-CT immer noch so hoch, dass das Gesamtergebnis trotz schlechterer Bildqualität deutlich besser als das der Röntgenaufnahmen war.

### **4.3 Aussichten für die Praxis**

Nach Beschluss der Strahlenschutzkommission im Jahre 2006 sollen pädiatrische CT-Untersuchungen lediglich bei der Suche nach Veränderungen in der Lunge und in der Notfallsituation des Schädel-Hirn-Traumas sowie des Polytraumas zum Einsatz kommen [2]. In der Frakturdiagnostik stellt sie bislang ein Zusatzverfahren bei besonders komplizierten Bruchverläufen oder in der prä-operativen Bildgebung dar. Die strenge Indikationsstellung für eine CT-Untersuchung ist hauptsächlich auf die hohe Strahlendosis zurückzuführen. Die vorliegende Studie beweist jedoch, dass durch die ULD-CT von der diagnostischen Aussagekraft der CT profitiert werden kann, ohne eine höhere Strahlenbelastung als die einer Röntgenaufnahme in Kauf zu nehmen. Jedoch muss darauf hingewiesen werden, dass es sich um die Ergebnisse einer experimentellen Studie an tierischen Präparaten handelt. Da in den Experimenten die pädiatrischen Bedingungen jedoch gut simuliert wurden, sind ähnliche Ergebnisse in der Praxis zu erwarten. Dennoch gilt es, dieses in klinischen Studien zu überprüfen. Hierbei könnte eine ULD-CT bei klinisch bestehendem Frakturverdacht anstelle einer Röntgenaufnahme durchgeführt werden. Würden die Ergebnisse der vorliegenden experimentellen Arbeit an den Patienten bestätigt werden, sollte der Einsatz der ULD-CT als Primärdiagnostik in der Pädiatrie diskutiert werden. Vielleicht könnte bei der sofortigen Durchführung eines ULD-CTs eine doppelte Diagnostik (erst Röntgen, dann CT) und somit unnötige Dosisakkumulation bei Kindern mit klinischem Verdacht auf eine komplizierte Fraktur vermieden werden. Womöglich könnte die ULD-CT zu einer Reduktion der Häufigkeit von CTs in Standarddosis führen. Einen weiteren Anwendungsbereich der ULD-CT könnten Patienten mit negativem Röntgenbefund bei jedoch fortbestehendem klinischen Verdacht auf eine Fraktur darstellen. Allerdings sind zusätzliche klinische Daten erforderlich, um zu eruieren, welche Patientengruppe mit welchem klinischen Erscheinungsbild von der ULD-CT als Erstdiagnostik profitiert. In einem weiteren Schritt könnte evaluiert werden, inwieweit eine sofortige ULD-CT den therapeutischen Erfolg der Frakturbehandlung beeinflusst. Interessant wäre, ob

durch die ULD-CT sogar Fehlbehandlungen aufgrund von Fehldiagnosen verhindert werden könnten.

Jedoch ist zu berücksichtigen, dass die ULD-CT-Protokolle, wie sie in dieser Studie verwendet wurden, in der Praxis noch nicht umsetzbar sind, da eine Reduktion des Stromzeitproduktes auf 11 mAs an den derzeitigen Geräten noch nicht möglich ist. Zudem könnten die Strahlendosen aufgrund von Unterschieden zwischen den Geräten oder automatischen Dosiseinstellungen trotz gleicher Aufnahmeparameter höher ausfallen.

Zusammenfassend kann die ULD-CT womöglich Röntgenübersichtsaufnahmen in gleicher Dosis in der Frakturdiagnostik bei Kindern ersetzen. Klinische Studien sind jedoch erforderlich um die Ergebnisse der vorliegenden experimentellen Arbeit zu bestätigen.

## **5 Zusammenfassung**

Die CT nimmt in der Frakturdiagnostik eine wichtige Rolle ein. Vorteilhaft sind die hohe diagnostische Aussagekraft und die kurzen Untersuchungszeiten. Einen großen Nachteil stellt die hohe Strahlenbelastung dar, welche insbesondere in der Pädiatrie vermieden werden sollte.

In der vorliegenden experimentellen Studie wurde untersucht, ob die ULD-CT mit gleicher effektiver Dosis wie Röntgenaufnahmen durchführbar ist und die Aussagekraft mit der von Röntgenaufnahmen in der Frakturdiagnostik vergleichbar ist. Hierfür wurden 51 Knochen von toten Ferkeln in unterschiedlichen Verfahren Frakturen zugefügt. Von den Präparaten wurden Röntgen- und CT-Aufnahmen in verschiedenen Dosisstufen angefertigt. Die Röntgenuntersuchungen erfolgten am Gerät Siemens Axiom Aristos FX Plus, Forchheim, Deutschland mit variablen Aufnahmeparametern (55 kV und 75 kV sowie 3,6 mAs, 1,8 mAs und 0,5 mAs). Die CT-Aufnahmen wurden an einem Mehrzeilenscanner (Somatom Definition 64; Siemens, Forchheim, Deutschland) angefertigt mit Spannungsstufen von 120 kV, 100 kV und 80 kV sowie Stromzeitprodukten von 100 mAs, 50 mAs, 40 mAs, 30 mAs, 20 mAs und 11 mAs. Der Pitch-Wert wurde mit 1,5 oder 0,9 gewählt. Insgesamt entstanden somit 6 Röntgen- und 36 CT-Dosisstufen. Für den Vergleich zwischen

den Röntgen- und CT-Aufnahmen wurden nur die beiden ULD-CTs 80 kV, 11 mAs, Pitch 0,9 und 80 kV, 11 mAs, Pitch 1,5 ausgewählt, deren effektiven Dosen den der Röntgenbilder entsprachen. Als Goldstandard diente das CT in Höchstdosis (120 kV, 100 mAs, Pitch 0,9).

Die Befundung der Röntgen- und CT-Untersuchungen erfolgte durch zwei Kinderradiologen. Diese mussten die Erkennung einer Fraktur, den Frakturtyp, die Dislokationsform, die diagnostische Sicherheit und die subjektive Bildqualität anhand einer Skala bewerten. Insgesamt wurden durch die ULD-CTs deutlich bessere Ergebnisse in der Frakturdiagnostik erzielt als durch die Röntgenaufnahmen. In bestimmten Röntgen- und ULD-CT-Stufen war die Überlegenheit des ULD-CTs statistisch signifikant. Die subjektive Bildqualität der ULD-CTs war erwartungsgemäß deutlich schlechter als die der Röntgenaufnahmen. Die diagnostische Sicherheit war in beiden Verfahren stets gegeben.

Zusammenfassend war die ULD-CT trotz reduzierter Bildqualität den Röntgenbildern mit gleicher effektiver Dosis in der Diagnostik kindlicher Frakturen überlegen. In Zukunft sollte evaluiert werden, inwieweit die ULD-CT die digitale Radiographie bei der Diagnostik kindlicher Frakturen ergänzen oder sogar ersetzen kann.

## 6 Abkürzungsverzeichnis

bsp.:	beispielsweise
bzw.:	beziehungsweise
cm:	Zentimeter
CT:	Computertomograph/ Computertomographie
CTDI:	Computed Tomography Dose Index
DFP:	Dosisflächenprodukt
DLP:	Dosislängenprodukt
3-D:	dreidimensional/ Dreidimensionalität
FOV:	Field of View
HE:	Hounsfieldeinheit
HWS:	Halswirbelsäule
kg:	Kilogramm
kV:	Kilovolt
m:	Meter
mAs-Produkt:	Strom-Zeit-Produkt
mAs:	Milliamperesekunde
MD-CT:	Multidetektorcomputertomograph/ Multidetektorcomputertomographie
mGy:	Milligrey
mm:	Millimeter
MRT:	Magnetresonanztomographie/ Magnetresonanztomograph
mSv:	Millisievert
RöV:	Röntgenverordnung
SOP:	Standard Operating Procedure
StrlSchV:	Strahlenschutzverordnung
ULD-CT:	Ultra-Low-Dose-Computertomographie



## 7 Literaturverzeichnis

1. Shannoun, F., Blettner, M., Schmidberger, H., Zeeb, H. (2008): Strahlenschutz in der diagnostischen Radiologie. Dtsch Arztebl, 105(3): 41-6.
2. Strahlenschutzkommission (2006): Bildgebende Diagnostik beim Kind - Strahlenschutz, Rechtfertigung und Effektivität. Empfehlung der Strahlenschutzkommission: 3-5, 12.
3. Goldman, L. W. (2007): Principles of CT: radiation dose and image quality. J Nucl Med Technol, 35(4): 213-25; quiz 226-8.
4. Bücheler, E., Lackner, K.-J., Thelen, M. (2006): Einführung in die Radiologie (11. Aufl.). Stuttgart: Georg Thieme: 1-16.
5. Kauffmann, G. W., Moser, E., Sauer, R. (2006): Radiologie (3. Aufl.). München, Jena: Urban und Fischer: 9-32, 96-107.
6. LP. Georg-August-Universität Göttingen, 2006-2011.
7. Vogl, T.J., Reith, W., Rummeny, E. J. (2011): Diagnostische und interventionelle Radiologie. Berlin, Heidelberg: Springer: 615.
8. Strotzer, M. (2002): Flachdetektoren in der digitalen Radiographie: Sofortbilder hoher diagnostischer Qualität bei reduzierter Strahlenbelastung. Dtsch Arztebl, 99(38): 2484-8.
9. Hertrich, P., Siemens Aktiengesellschaft (Hrsg.) (2004): Röntgenaufnahme-technik. Erlangen: Publicis Corporate Establishing: 35-60.
10. Alkadhi, H., Leschka, S., Stolzmann, P., Scheffel, H. (2011): Wie funktioniert CT? Berlin, Heidelberg, Berlin: Springer: 26.
11. Dössel, O. (2000): Bildgebende Verfahren in der Medizin, Von der Technik zur medizinischen Anwendung. Berlin, Heidelberg: Springer: 140.
12. Tack, D., Gevenois, P. A. (2007): Radiation dose from adult and paediatric multidetector computed tomography. Berlin, Heidelberg: Springer: 54.
13. Freyschmidt, J., Schmidt, T. (2001): Handbuch diagnostische Radiologie: Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz. Berlin, Heidelberg: Springer: 246, 264-5.
14. Krieger, H. (2009): Grundlagen der Strahlenphysik und des Strahlenschutzes (3. Aufl.). Wiesbaden: Vieweg und Teubner: 589-95.
15. Jung, H. (1991): Die Risiken der Röntgendiagnostik. Röntgenstrahlen, 66: 46–53.
16. Trittin, J. (2000): Bericht der Bundesregierung über Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahre 1998.
17. Unterrichtung durch die Bundesregierung (2012): Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2010.
18. Bauer, B. L. (2002): Die novellierte Röntgenverordnung. Röfo 174: 1325-8.
19. Bundesamt für Strahlenschutz (2007): Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007. ICRP-Veröffentlichung 103, Deutsche Ausgabe.
20. Unterrichtung durch die Bundesregierung (2007): Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2006. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU).
21. Vock, P. (2002): CT-Exposition beim Kind: Geht das Erwachen der Amerikaner auch uns Europäer an? Radiologe 42: 697-702.
22. Brenner, D. J., Elliston C. D., Hall E .J., Berdon W. E. (2001): Estimated risks of radiation-induced fetal cancer from pediatric CT. AJR 176: 289–296

23. Alzen, G., Benz-Bohm, G. (2011): Kinderradiologie – Besonderheiten des Strahlenschutzes, Radiation Protection in Pediatric Radiology. Dtsch Arztebl, 108(24): 108-24, 407-14.
24. Bohndorf, U., Imhof, H., Fischer, W. (2006): Radiologische Diagnostik der Knochen und Gelenke (2. Aufl.). Stuttgart: Georg Thieme: 10-16.
25. Baierlein, S. A. (2011): Frakturklassifikationen. Stuttgart: Georg Thieme: 1-3.
26. Roche (1999): Lexikon der Medizin (4. Auflage). München, Jena: Urban und Fischer.
27. Szyskowitz, R. (2003): Tscherne Unfallchirurgie, Unterschenkel. Heidelberg, Berlin: Springer: 77-82.
28. Moritz, J. D., Berthold, L. D., Soenksen, S. F., Alzen, G. F.: (2008): Ultrasound in diagnosis of fractures in children: unnecessary harassment or useful addition to X-ray? Ultraschall Med, 29(3): 267-74.
29. Hubner, U., Schlicht, W., Outzen, S., Barthel, M., Halsband, H. (2000): Ultrasound in the diagnosis of fractures in children. J Bone Joint Surg Br, 82(8): 1170-3.
30. Benz-Bohm, G. (2005): Kinderradiologie (2. Aufl.). Stuttgart: Georg Thieme: 50-7.
31. Riccabona, M., Lindbichler, F. (2002): Traumaradiologie beim Kind. Der Radiologe, 42(3): 195-209.
32. Marzi, I. (2010): Kindertraumatologie. Berlin, Heidelberg: Springer: 31-5.
33. Stadler, A., Puig, S., Eisenhuber, E., Rand, T. (2002): Das hinkende Kind Radiologische Differentialdiagnostik der akuten Gangstörung des Kindes- und Jugendalters. Der Radiologe 42(3): 188-94.
34. Kraus, R., Schneidmüller, D., Röder, C. (2005): Häufigkeit von Frakturen der langen Röhrenknochen im Wachstumsalter. Dtsch Arztebl, 102: 838-42.
35. Kniemeyer, H.-W., Schacht, U., Palomba, P.-P., Kemperdick, H. (1981): Geburtstraumatische Frakturen und ihre Behandlung. Langenbeck´s Archiv für Chirurgie, 355(1): 506.
36. Kraus, R., Wessel, L. (2010): Frakturbehandlung an der oberen Extremität bei Kindern und Jugendlichen. Dtsch Arztebl, 107(51): 51, 903-10.
37. v. Laer, L., Kraus, R., Linhart, W. (2007): Frakturen und Luxationen im Wachstumsalter (5. Aufl.). Stuttgart: Georg Thieme.
38. Marzi, I. (2011): Grundlagen der operativen Frakturbehandlung. Praxis der Kinder- und Jugendtraumatologie. Berlin, Heidelberg: Springer: 99-114.
39. Deignan, R., D`Arcy, L. (2012): Dose Reduction Combining CARE Dose4D, CARE kV and SAFIRE Techniques. Berlin, München: Somatom Sessions Siemens AG: 22, 24-5.
40. Connolly, S. A., Jaramillo, D., Hong, J. K., Shapiro, F. (2004): Skeletal development in fetal pig specimens: MR imaging of femur with histologic comparison. Radiology, 233(2): 505-14.
41. Kleinman, P. L., Zurakowski, D., Strauss, K., J., Cleveland, R. H., Perez-Rosello, J., M., Nichols, D. P., Zou, K. H., Kleinman, P. K. (2008): Detection of simulated inflicted metaphyseal fractures in a fetal pig model: image optimization and dose reduction with computed radiography. Radiology, 247(2): 381-90.
42. Prokop, M. (2001): Dosisoptimierung in der thorakalen Computertomographie. Radiologe, 41: 269-78.
43. Stöver, B., Rogalla, P. (1999): CT-Untersuchungen beim Kind. Methoden und Indikationen. Radiologe, 39: 455-463.

44. Lee, E. Y., Strauss, K. J., Tracy, D. A., Bastos, M., Zurakowski, D., Boiselle, P. M. (2010): Comparison of standard-dose and reduced-dose expiratory MDCT techniques for assessment of tracheomalacia in children. *Acad Radiol.*, 17(4): 504-10.
45. Mulkens, T. H., Marchal, P., Daineffe, S., Salgado, R., Bellinck, P., te Rijdt, B., Kegelaers, B., Termote, J. L. (2007): Comparison of low-dose with standard-dose multidetector CT in cervical spine trauma. *AJNR Am J Neuroradiol*, 28(8): 1444-50.
46. Nievelstein, R.A., van Dam, I. M., van der Molen, A. J. (2010): Multidetector CT in children: current concepts and dose reduction strategies. *Pediatr Radiol.*, 40(8): 1324-44.
47. Honnef, D., Wildberger J. E., Stargardt, A., Hohl, C., Barker, M., Günther, R. W., Staatz, G. (2004): Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) in der Kinderradiologie: Dosisreduktion bei der Untersuchung von Thorax und Abdomen. *Fortsch Röntgenstr*, 176(7): 1021-30.
48. Kalender, W. A. (2000): Computertomographie, Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Erlangen: Publicis: 118-35.
49. Lell, M. M., May, M., Deak, P., Alibek, S., Kuefner, M., Kuettner, A., Köhler, H., Achenbach, S., Uder, M., Radkow, T. (2011): High-pitch spiral computed tomography: effect on image quality and radiation dose in pediatric chest computed tomography. *Invest Radiol.*, 46(2): 116-23.
50. Herzog, P., Jakobs, T. F., Wintersperger, K., Nikolaou, K., Becker, C. R., Reiser, M. F. (2002): Strahlendosis und Möglichkeiten zur Dosisreduktion in der Mehrschicht-CT. *Radiologe*, 42: 691-6.
51. Le Heron, J.C. (1992): Estimation of effective dose to the patient during medical x-ray examinations from measurements of the dose-area product. *Phys Med Biol*, 37(11): 2117-26.
52. Zaspel, U., Romano, V. C., Hein, P. A., Mühler, M., Hamm, B., Rogalla, P. (2005): Kann das dosisäquivalente Ultra-Niedrig-CT des Thorax den konventionellen Röntgen-Thorax in der Nachsorge von Tumorpatienten ersetzen? *Pneumologie*: 59 – V422.
53. Romano, V., Hein, P., Zaspel, U., Hamm, B., Rogalla, P. (2005): Multislice-CT auf Dosis-Niveau eines konventionellen Thorax-Röntgen: Detektion und Charakterisierung pulmonaler Rundherde im Vergleich zur Standard-Dosis MSCT. 46. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Pneumologie in Berlin: 2.
54. Galanski, M., Nagel, H. D., Stamm, G. (2006): Pädiatrische CT-Expositionspraxis der Bundesrepublik Deutschland, Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage 2005/ 2006. Medizinische Hochschule Hannover: 1-28.
55. Hong, T. S., Reyes, J. A., Moineddin, R., Chiasson, D. A., Berdon, W. E., Babyn, P. S. (2010): Value of postmortem thoracic CT over radiography in imaging of pediatric rib fractures. *Pediatr Radiol.*, 41(6): 736-48.
56. Wootton-Gorges, S. L., Stein-Wexler, R., Walton, J. W., Rosas, A. J., Coulter, K. P., Rogers, K. K. (2008): Comparison of computed tomography and chest radiography in the detection of rib fractures in abused infants. *Child Abuse Negl*, 32(6): 659-63.
57. Borrelli Jr., J., Goldfarb, C., Catalano, L., Evanoff, B. A. (2002): Assessment of articular fragment displacement in acetabular fractures: a comparison of computerized tomography and plain radiographs. *J Orthop Trauma*, 16(7): 449-56; discussion 456-7.

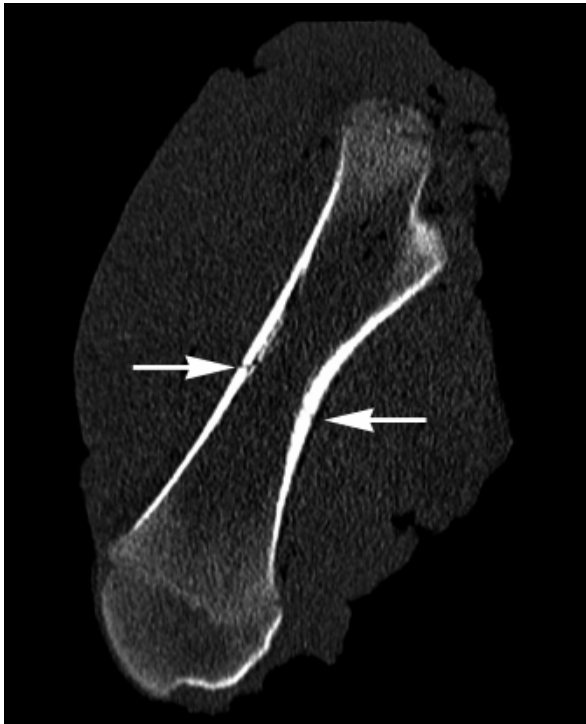
58. Holmes, J. F., Akkinipalli, R. (2005): Computed tomography versus plain radiography to screen for cervical spine injury: a meta-analysis. *J Trauma*, 58(5): 902-5.
59. Chapman, V., Grottkau, B., Albright, M., Elaini, A., Halpern, E., Jaramillo, D. (2006): MDCT of the elbow in pediatric patients with posttraumatic elbow effusions. *AJR Am J Roentgenol*, 187(3): 812-7.
60. Brenner, D. J. (2002): Estimating cancer risks from pediatric CT: going from the qualitative to the quantitative. *Pediatr Radiol*, 32: 228-31.
61. Kim, J. E., Newman, B. (2010): Evaluation of a radiation dose reduction strategy for pediatric chest CT. *AJR Am J Roentgenol.*, 194(5): 1188-93.
62. Rogers, L.F. (2001): Taking care of children: check out the parameters used for helical CT. *AJR Am J Roentgenol*, 176(2): 287.
63. Bankier, A. A., Schaefer-Prokop, C., De Maertelaer, V., Tack, D., Jaksch, P., Klepetko, W., Gevenois, P. A. (2007): Air trapping: comparison of standard-dose and simulated low-dose thin-section CT techniques. *Radiology*, 242(3): 898-906.
64. Mulkens, T. H., Broers, C., Fieuws, S., Termote, J. L., Bellnick, P. (2005): Comparison of effective doses for low-dose MDCT and radiographic examination of sinuses in children. *AJR Am J Roentgenol*, 184(5): 1611-18.
65. Chapman, V. M., Kalra, M., Halpern, E., Grottkau, B., Albright, M., Jaramillo, D. (2005): 16-MDCT of the posttraumatic pediatric elbow: optimum parameters and associated radiation dose. *AJR Am J Roentgenol*, 185(2): 516-21.
66. Stelmach, R., Junior, S. A., Figueiredo, C. M., Uezumi, K., Genu, A. M., Carvalho-Pinto, R. M., Cukier, A. (2010): Chronic rhinosinusitis in allergic asthmatic patients: radiography versus low-dose computed tomography evaluation. *J Asthma*, 47(6): 599-603.

## 8 Bildbeispiele

### Abbildung 18

Spiralfraktur des Femurschaftes (→).

a) ULD-CT 80 kV, 11 mAs, Pitch 0,9 in koronarer und sagittaler Rekonstruktion



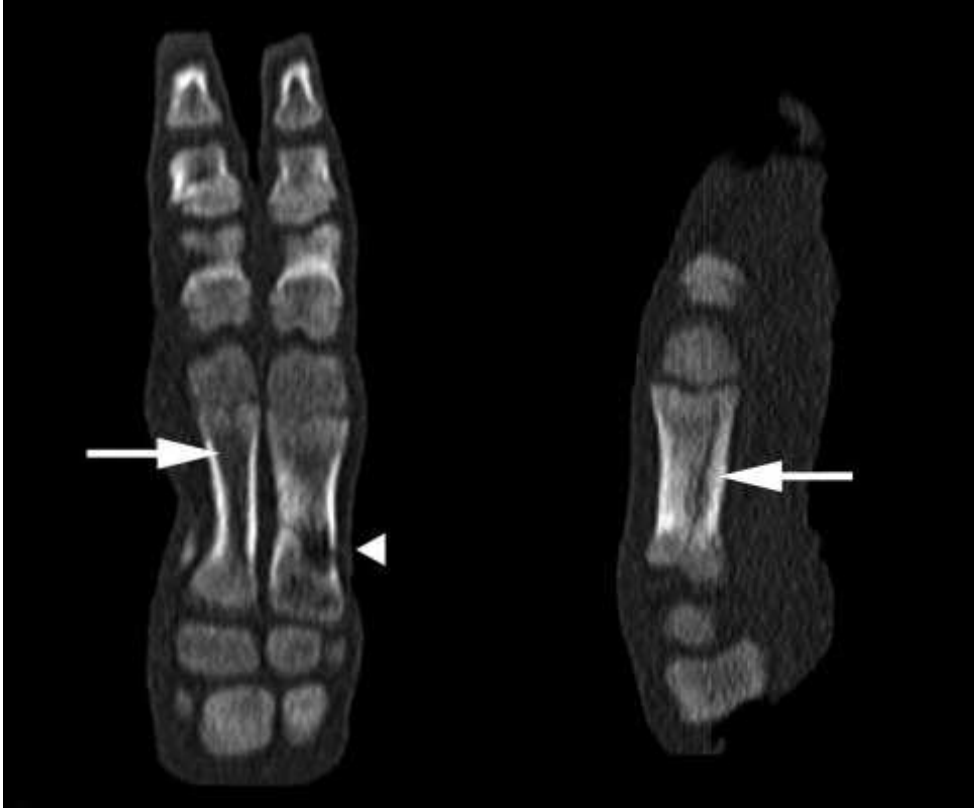
b) Röntgenstufe 55 kV, 1,8 mAs in 2 Ebenen



**Abbildung 19**

Os metatarsale mit Längsfraktur und Einstrahlung in die Epiphysenfuge (Aitken 1, →) ohne Dislokation. Benachbartes Os metatarsale mit Schrägfraktur (▲).

a) ULD-CT 80 kV, 11 mAs, Pitch 0,9 in axialer und sagittaler Rekonstruktion



**b)** Röntgenstufe 55 kV, 1,8 mAs in 2 Ebenen (die Längsfraktur ist nur kurzstreckig abzugrenzen, das Einstrahlen in die Epiphysenfuge ist nicht erkennbar, die Schrägfraktur ist korrekt zu diagnostizieren.)

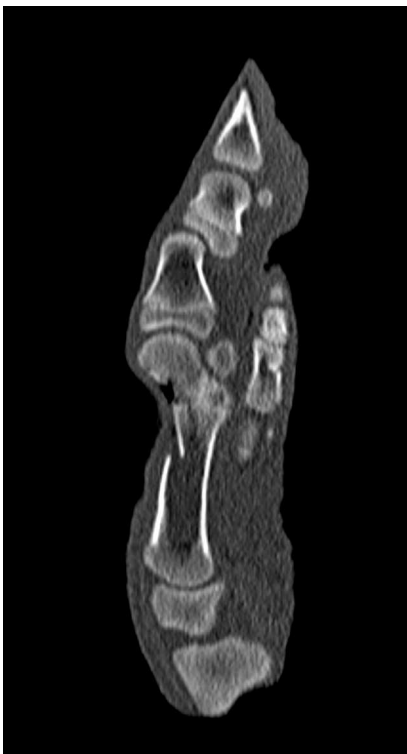
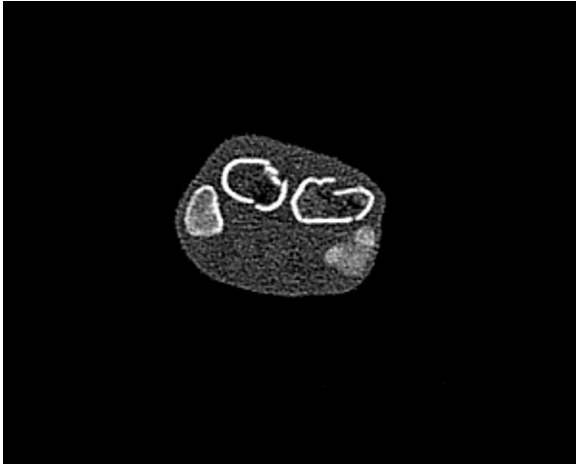




**Abbildung 20**

Trümmerfraktur von zwei Ossa metacarpalia mit Impression, Achsenabknickung und Stufen an beiden Ossa metacarpalia.

a) ULD-CT 80 kV, 11 mAs, Pitch 0,9 in koronarer und sagittaler Rekonstruktion



**b)** Röntgenstufe 55 kV, 1,8 mAs in 3 Ebenen (die Anzahl der Fragmente und das Ausmaß der Impressionen werden nur unzureichend wiedergegeben)



## 9 Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater Herrn PD Dr. Joerg D. Moritz für die sehr gute Betreuung und das Korrekturlesen meiner Arbeit.

Meiner Betreuerin Frau Dipl. Phys. Beata Hoffmann danke ich für die Unterstützung bei der Präparation und der Anfertigung der CT- und Röntgenaufnahmen sowie für ihre ständige Ansprechbarkeit, ohne die ein erfolgreicher Ausgang dieser Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Mein Dank gilt auch Frau Dipl. Math. Dipl. Phys. Dr. Amke Caliebe für die Hilfe bei der Auswertung der Statistik, sowie Herrn Dr. Jens Dischinger für die Unterstützung bei der Berechnung der Strahlenbelastung.

Ich danke Herrn Dr. Dirk Sehr für die Befundung der Röntgen- und CT-Bilder.

Außerdem danke ich Frau Dr. Katrin Keil für ihre tatkräftige Hilfestellung bei der Auswertung sowie Herrn Dr. Stefan Meuser für die Unterstützung bei der Präparation.

Nicht zuletzt möchte ich mich ganz besonders bei meinen Eltern bedanken, die mir das Studium und diese Arbeit ermöglicht haben.

## 10 Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name: Juliane Sophie Eggerking  
Geburtsdatum: 17.11.1984  
Geburtsort: Emden

### Schullaufbahn:

1991-2004 Grundschule und Gymnasium in Emden  
2004 Allgemeine Hochschulreife

### Studium:

2004-2010 Studium der Humanmedizin an der Christian-Albrechts  
Universität zu Kiel  
2006 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung  
2010 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung und  
Erhalt der Approbation

### Berufliche Tätigkeit:

Seit 2011 Assistenzärztin in der Inneren Abteilung Prof. Dr. W. Kruis im  
Evangelischen Krankenhaus Kalk in Köln