

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

Experimentelle Untersuchungen zur sonographischen Frakturdiagnostik im Kindesalter

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

vorgelegt von
Stefan Heinrich Peter Meuser
aus Krefeld

Kiel 2009

1. Berichterstatter: _____

2. Berichterstatter: _____

Tag der mündlichen
Prüfung: _____

Zum Druck genehmigt,
Kiel, den _____

gez. _____

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	Seite
1.1 Aktuelle Frakturdiagnostik und Zielsetzung	1
1.2 Physik von Röntgen und Ultraschall	
1.2.1 Erzeugung von Röntgenstrahlung	3
1.2.2 Analoge Radiographie	5
1.2.3 Digitale Radiographie	5
1.2.4 Ultraschall	7
1.3 typische kindliche Frakturen	10
2 Material und Methoden	
2.1 Präparate und Frakturierung	15
2.2 Bildgebende Verfahren	
2.2.1 Ultraschall	17
2.2.2 Röntgen	18
2.2.3 Computertomographie	18
2.3 Bildauswertung	19
2.4 Statistische Analyse	19
3 Ergebnisse	
3.1 Ergebnisse	20
3.2 Tabellen	23
3.3 Bildbeispiele	28
4 Diskussion	
4.1 Diskussion der eigenen Ergebnisse und des Versuchsaufbaus	33
4.2 Vor- und Nachteile der sonographischen Frakturdiagnostik	38
4.3 Auswirkungen auf die klinische Diagnostik	40
5 Zusammenfassung	44
6 Literaturverzeichnis	45
7 Abbildungsverzeichnis	49
8 Tabellenverzeichnis	49
9 Danksagung	50
10 Lebenslauf	51

1 Einleitung

1.1 Aktuelle Frakturdiagnostik und Zielsetzung

Falsch diagnostiziert und nicht korrekt therapiert können Frakturen im Kindesalter zu Wachstumsstörungen und damit verbundenen lebenslangen Problemen führen. Zum Beispiel kann es bei einer Fraktur mit Gelenkbeteiligung durch einen inkorrekten Heilungsprozess zu Fehlstellung und daraus resultierender eingeschränkter Beweglichkeit des Gelenkes kommen. Nach einer Grünholzfraktur kann sich eine „partielle Pseudarthrose“ entwickeln, die die Gefahr einer Refraktur in sich birgt. Daher sind korrekte Untersuchung, Diagnostik und Therapie von höchster klinischer Signifikanz.

Bei der Diagnostik und Therapie kindlicher Frakturen können einige Probleme auftreten:

Die klinische Untersuchung und Bestimmung des Schmerzmaximums ist häufig nur unzureichend möglich, da die kleinen Patienten unabhängig vom Untersuchungspunkt heftigste Schmerzen angeben und eine Schonhaltung der gesamten Extremität einnehmen. Oft sind die Kinder auf Grund des Traumas und der fremden Umgebung verängstigt und eingeschüchtert. Dieses kommt für eine genaue Anamnese und Inspektion noch erschwerend hinzu.

Zusätzlich sind feine Fissuren, die bei kleinen Kindern z.B. als sogenannte „toddler’s fracture“ vorkommen, auf Grund von Überlagerungen durch andere Knochen oft schwer zu diagnostizieren.

Diese Schwierigkeiten können im Klinikalltag dazu führen, dass mehrere konventionelle Röntgenaufnahmen angefertigt werden müssen, um eine Fraktur sicher zu diagnostizieren oder auszuschließen. Daraus resultiert eine zusätzliche Belastung durch ionisierende Strahlung mit entsprechend höherem karzinogenem und teratogenem Risiko für die jungen Patienten. Diese Problematik ist bei Kindern noch wesentlich höher einzustufen als bei Erwachsenen. Das Strahlenrisiko ist nach Fritz-Niggli bei Kindern bis auf das 10-fache erhöht (Fritz-Niggli, 1997) und auf Grund der längeren Lebenserwartung fallen Langzeitfolgen, wie ein erhöhtes Malignomrisiko, wesentlich stärker ins Gewicht (Alzen et al., 1992; Fritz-Niggli, 1997). Hinzu kommt ein kumulativer Effekt der Röntgenstrahlung.

Daher sollte die oberste Priorität darin bestehen, die gesamte Strahlenbelastung für den Patienten, insbesondere für Kinder, so gering wie möglich zu halten (ALARA-Prinzip „as low as reasonable achievable“).

Der diagnostische Ultraschall bietet eine nicht invasive und relativ schmerzfreie alternative Methode zur Röntgenuntersuchung in der Frakturdiagnostik. Er kommt im Klinikalltag in der Weichteildiagnostik sehr häufig zum Einsatz, findet für die Knochen- bzw. Frakturdarstellung jedoch nur selten Anwendung. Er setzt allerdings ein für diese spezielle Fragestellung geeignetes, hochauflösendes Ultraschallgerät voraus und ist zeitintensiver als das konventionelle Röntgen. Die Untersucher müssen entsprechend geschult und in dieser Untersuchungstechnik erfahren sein. Zusätzlich mangelt es aber auch an der klinischen Akzeptanz der Osteosonographie und die Frage der juristischen Absicherung und korrekten Dokumentation ist noch nicht ausreichend geklärt. Die Osteosonographie wird momentan gelegentlich in der Diagnostik von Hand- oder Fussverletzungen eingesetzt (Banal et al., 2006). Dabei stellt der Knochen ein natürliches Hindernis für die Leitung von hochfrequentem Ultraschall dar. Wegen des hohen Impedanzunterschiedes zwischen Weichteilgewebe und Knochen kommt es zu einer nahezu totalen Schallreflektion. Man erhält ein exaktes Oberflächenbild des Knochens und aufgrund der hohen Auflösung lassen sich sogar kleinste Unregelmässigkeiten beurteilen. Für die Bildqualität kommt gerade bei Kindern die relativ geringe Weichteilmasse und damit einhergehende geringere Schallauslöschung begünstigend hinzu. Da der Ultraschall, wie schon erwähnt weder invasiv ist, noch Röntgenstrahlen benötigt, würde er bei entsprechender Aussagekraft eine hervorragende Methode zur primären Frakturdiagnostik bei Kindern darstellen. In vorangegangenen Studien, bei denen bestimmte Knochen, wie z.B. Humerus, Femur, Radius oder Ulna (Williamson et al., 2000; Pistor u. Graffstädt, 2003; Lei Chen et al., 2007; Hübner et al., 2000), untersucht wurden, konnte schon gezeigt werden, dass der Ultraschall dem Röntgen in Sensitivität und Spezifität ebenbürtig ist. Ziel dieser Arbeit ist zu klären, ob mittels Sonographie nicht nur eine sichere Frakturdetektion, sondern auch eine genaue Identifizierung des Frakturtyps und ihrer Stellung möglich sind, um auf dieser Basis eine geeignete Therapieplanung zu ermöglichen.

1.2 Physik von Röntgen und Ultraschall

1.2.1 Erzeugung von Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlung wird in einer Röntgenröhre erzeugt. Diese besteht aus einer Kathode in Form einer Heizspirale und einer Anode. Durch Erhitzen der Kathode werden Hüllenelektronen aus dem Kathodenmaterial emittiert. Sie werden durch eine zwischen Kathode (negativ) und Anode (positiv) angelegte Spannung zur Anode hin beschleunigt. Auf ihrem Weg zur Anode werden die Elektronen durch ein elektrostatisches Feld auf einen Brennfleck fokussiert.

Beim Eindringen der Elektronen in die Anode entstehen zwei verschiedene Arten von Strahlung, zum einen die charakteristische Strahlung und zum anderen die Röntgenbremsstrahlung.

Die charakteristische Strahlung ist je nach Anodenmaterial unterschiedlich und für das jeweilige Material spezifisch. Die beschleunigten Elektronen schlagen aus den innersten Schalen der Atome des Anodenmaterials Elektronen aus, die dann wiederum durch freie Elektronen oder Elektronen einer höher gelegenen Schale ersetzt werden. Dadurch nehmen diese ein niedrigeres Energieniveau an und geben die überschüssige Energie in Form von elektromagnetischer Strahlung ab. Da die Bindungsenergie der inneren Schalen sehr groß ist, entsteht bei ihrem Wiederauffüllen eine hohe Energiefreisetzung in Form von Röntgenstrahlung mit für das jeweilige Material charakteristischen Wellenlängen. Die charakteristische Strahlung wird in der Mammographie zur Bilderzeugung genutzt.

In der diagnostischen Radiologie allerdings wird hauptsächlich die Röntgenbremsstrahlung verwendet. Jede sich bewegende elektrische Ladung erzeugt beim Abbremsen elektromagnetische Strahlung. Beim Auftreffen der beschleunigten Elektronen auf die Anode, entsteht durch den Bremsvorgang die sogenannte Röntgenbremsstrahlung. Ihre Frequenz bzw. Wellenlänge wird von der kinetischen Energie der Elektronen und damit von der angelegten Spannung bestimmt. Bei hoher Spannung entsteht eine härtere, energiereichere, bei niedrigerer Spannung eine weichere, energieärmere Strahlung.

Niederenergetische bzw. weiche Röntgenstrahlen werden vom menschlichen Körper stark absorbiert. Daraus resultiert eine höhere Dosisbelastung. Durch die starke Absorption ist ihr Beitrag zum Bildaufbau sehr gering. Daher muss der Anteil der

niederenergetischen Röntgenstrahlen im Röntgenstrahlenbündel reduziert werden. Ein Teil dieser weichen Röntgenstrahlung wird bereits in der Röntgenröhre sowie im Austrittsfenster absorbiert, sogenannte Eigenfilterung der Röntgenröhre. Zusätzlich lassen sich spezielle Filter z.B. aus Aluminium oder Kupfer vor das Austrittsfenster der Röntgenröhre schieben. Man spricht von Aufhärtung der Strahlung. Neben der Qualität (Härte) der Strahlung sollten im Rahmen des Strahlenschutzes folgende Parameter optimal aufeinander abgestimmt sein, um die Strahlenbelastung des Patienten bei gleicher Bildqualität so gering wie möglich zu halten:

Der Fokus-Haut Abstand beeinflusst ebenfalls die Strahlendosis. Allgemein lässt sich sagen, dass die Strahlungsintensität in Luft mit dem Quadrat des Abstandes zur Strahlungsquelle abnimmt.

Durch Bleibenden wird die Feldgröße, um eine unnötige Strahlenexposition des benachbarten Gewebes zu vermeiden, auf den für die Diagnostik relevanten Bereich begrenzt werden. Das Flächendosisprodukt (Produkt aus strahlenexponierter Fläche und Dosis) soll so gering wie möglich gehalten werden.

Ebenfalls haben die Bildempfangssysteme (Film-Folienkombinationen, digitale Bildempfangssysteme) Einfluss auf die Strahlenbelastung des Patienten.

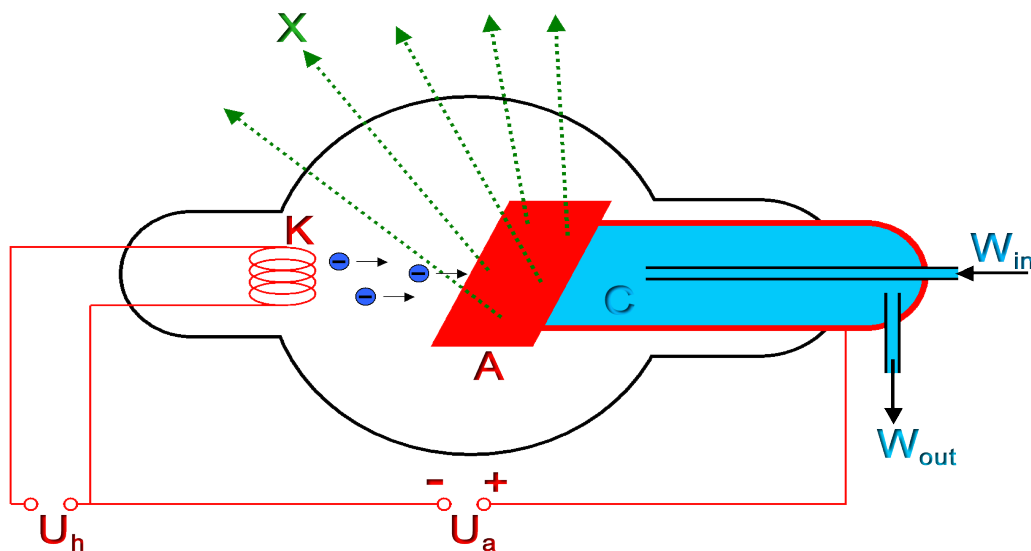


Abb. 1: Schematischer Aufbau einer Röntgen-Röhre:

Röntgenstrahlen (**X**); Kathode und Heizspule (**K**); Anode (**A**); Wassereingang(**W_{in}**); Wasserausgang (**W_{out}**); Wasserkühler (alternativ auch Luft oder Öl) (**C**); Heizspannung (**U_h**); Anodenspannung (**U_a**)

1.2.2 Analoge Radiographie

Als Bildempfangssystem kann eine Film-Folien-Kombination verwendet werden. Klassische Röntgenfilme sind von beiden Seiten mit einer lichtempfindlichen Beschichtung ausgestattet. Sie besteht meist aus Silberbromidkristallen. Bei der Belichtung des Films werden durch die Energie der Röntgenstrahlung Elektronen aus den Bromidionen gelöst, um dann vom Silberion aufgenommen zu werden. Hierdurch wird das Silber zu elementarem Silber reduziert. Im Rahmen der Entwicklung des Films wird weiteres Silber reduziert und der Prozess um das 10^8 fache verstärkt. Des Weiteren wird das bis dahin latente Bild während der Entwicklung durch Fixier- und Spüllösungen fixiert. Durch die Reduktion des Silbers kommt es zu einer Schwärzung des Films. Sie wird als optische Dichte bezeichnet und ist abhängig von der Strahlendosis.

Um die Dosis möglichst gering zu halten, kommen Verstärkerfolien zum Einsatz. Diese sind in die Vorder- und Rückseite der Röntgenkassette eingeklebt und bestehen aus Kristallen mit „seltenen Erden“, chemische Elemente der III. Nebengruppe des Periodensystems (Lanthan, Gadolinium, Yttrium). Sie haben die Eigenschaft, bei Bestrahlung zu fluoreszieren und sichtbares Licht auszusenden. Zusätzlich werden den Verstärkerfolien noch Aktivatorbeigefügt, welche bewirken, dass das emittierte Licht einer bestimmten Wellenlänge entspricht (grün, blau und ultraviolett). Dadurch kann die Wellenlänge auf die spektrale Empfindlichkeit des Röntgenfilms abgestimmt werden.

Die Filmschwärzung wird nur zu 5 % durch die Röntgenstrahlung und zu 95 % durch das Fluoreszenzlicht der Verstärkerfolien hervorgerufen. Mittels Film-Folien-Kombinationen lässt sich also eine deutliche Reduktion der Strahlendosis erreichen.

1.2.3 Digitale Radiographie

Die digitale Radiographie basiert auf einer getrennten Verarbeitung von Aufnahme und Wiedergabe der Bilder. Die analogen Signale werden an einem Detektor aufgefangen und nach zwei Gesichtspunkten digitalisiert: Zum einen wird das Bild zeilen- und spaltenweise in Bildpunkte sogenannte Pixel aufgeteilt. Die Bildfläche wird als Matrix bezeichnet, die Anzahl der Pixel pro Fläche gibt Auskunft über die Ortsauflösung des Bildes. Zum Anderen wird jedem Pixel ein seiner Helligkeit

entsprechender Zahlenwert zugeteilt, die sogenannte Graustufe. Wie viele Graustufen ein Gerät unterscheiden kann, wird als ein Vielfaches der Zahl 2 (Binärsystem) in Bit angegeben. Man spricht von Speichertiefe. Die Anzahl der Bits bestimmt die Genauigkeit der Grauwertdarstellung. Die Qualität eines Bildes ist also sowohl von der Pixelanzahl (Ortsauflösung) als auch von der Speichertiefe (Genauigkeit der Grauwertdarstellung) abhängig. Gebräuchliche digitale Radiographiesysteme besitzen i.d.R. eine Matrix von 2048 X 2048 Pixeln mit jeweils 10 - 14 Bit.

Das in der Klinik am weitesten verbreitete System ist die digitale Lumineszenzradiographie. Hierbei handelt es sich um eine Speicherfolie aus Phosphorkristallen in einer Röntgenfilmkassette. Beim Einfallen von Röntgenphotonen werden die in der Folie vorhandenen Elektronen energetisch angehoben und in sogenannten „Traps“ auf diesem Niveau festgehalten. Es entsteht ein latentes Ladungsbild. Bei der Auswertung wird die Filmkassette geöffnet und mittels eines Laserstrahls abgetastet. Er löst die gefangenen Elektronen wieder, die daraufhin unter Lichtemission in ihren Grundzustand zurückkehren. Diese Erzeugung von Licht bezeichnet man als stimulierte Lumineszenz. Das emittierte Licht wird nun von einem Fotomultiplier verstärkt und digital umgewandelt. Nachdem die Speicherfolie fertig ausgelesen wurde, wird sie durch intensive Lichtbestrahlung vollkommen entladen und ist danach wieder verwendbar.

Für die Bilderzeugung verwendeten wir in dieser Studie einen Flachbilddetektor. Es wird zwischen Flachbilddetektoren mit indirekter und mit direkter Bildwandlung unterschieden. Bei den indirekten Detektoren erzeugt ein sogenannter Szintillator beim Durchtritt von Strahlung sichtbares Licht. Pro Bildpunkt stehen eine Fotodiode, ein Kondensator und ein Dünnschichttransistor zur Verfügung. Die Fotodiode wandelt das sichtbare Licht in Elektronen um. Die so erzeugte Ladung wird vom Kondensator gespeichert. Der Transistor ermöglicht es, jeden Bildpunkt einzeln auszulesen, aus deren Gesamtheit am Ende das Bild aufgebaut wird.

Flachbilddetektoren mit direkter Wandlung nutzen an Stelle des Szintillators und der Fotodiode einen röntgensensiblen Fotoleiter. Dieser besteht zumeist aus amorphem Selen (a-Se) und ist in der Lage, Photonen direkt in Ladung umzuwandeln. Die Ladungsmenge eines einzelnen Bildpunktes ist hierbei proportional zur einfallenden Strahlungsmenge. Um die Ladung abzugreifen, wird ein elektrisches Feld an der Selschicht angelegt. Die Elektronen diffundieren direkt in Richtung des

elektrischen Feldes. Da sich die Ladung senkrecht zur Selenschicht ausbreitet, kommt es bei der direkten Umwandlung kaum zu Streuung.

Sowohl mit den indirekten als auch den direkten Systemen lassen sich bei wesentlich geringerer Strahlendosis und kürzerer Untersuchungszeit Bilder erzeugen, die mit den analogen Röntgenbildern vergleichbar sind. Allerdings gehen diese Systeme auch mit erheblich höheren Anschaffungskosten einher.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Hauptvorteile der digitalen Bildanalyse ein höherer Dynamikbereich, verbunden mit weniger Fehlbelichtungen, die Möglichkeit der Dosisreduktion, Bildnachbearbeitung (z.B. Kantenbetonung) und die digitale Bildspeicherung sind.

1.2.4 Ultraschall

Die Sonographie ist definiert als ein Schnittbildverfahren, bei dem Ultraschallwellen ins Gewebe gesandt und deren Echos (reflektierte Schallwellen) aufgezeichnet und in ein Bild umgewandelt werden. Die Frequenz von Ultraschallwellen liegt über der menschlichen Hörschwelle (>20 kHz). In der medizinischen Diagnostik findet meist ein Frequenzbereich von 1 - 20 MHz Verwendung.

Erzeugung von Ultraschallwellen

Die Erzeugung und der Empfang von Ultraschallwellen basiert auf dem piezoelektrischen Effekt. Hierbei werden Piezokristalle (mit polaren Achsen), die im Schallkopf angeordnet sind, durch eine Wechselspannung in Schwingung versetzt und erzeugen dadurch Schallwellen. Beim reziproken piezoelektrischen Effekt versetzen auftreffende Schallwellen die Kristalle in Schwingungen und es kann eine Spannung gemessen werden. Der Ultraschallkopf dient also als Sender und Empfänger. Er sendet zunächst einen kurzen Impuls von 0,3 - 0,6 μ s und empfängt danach die Echos. Diese werden je nach Beschaffenheit der einzelnen Gewebe durch folgende physikalische Phänomene beeinflusst:

Absorption

Beim Eintritt ins und ihrer Ausbreitung im Gewebe regen die Schallwellen die Atome zum Schwingen an. Hierbei entsteht Wärme. Es wird also kinetische Energie der Schallwellen in Wärmeenergie umgewandelt. Konsekutiv kommt es zu einer Abschwächung der Schallwellen. Diesen Vorgang bezeichnet man als Absorption. Sie ist je nach Dichte des Gewebes und der Schallfrequenz unterschiedlich groß. Bei

höheren Frequenzen wird mehr Energie absorbiert und der Schall wird stärker gedämpft. Je höher die Frequenz, desto besser ist allerdings auch die Auflösung des erzeugten Bildes. Das bedeutet, dass man für eine höhere Auflösung stets eine geringere Eindringtiefe in Kauf nehmen muss. Benötigt man allerdings für gewisse Fragestellungen (Abdomensonographie) eine größere Eindringtiefe, muss man auf Kosten der Auflösung eine niedrigere Frequenz wählen.

Reflexion und Brechung

Beim Übergang der Schallwellen zwischen Geweben mit unterschiedlicher Dichte und somit unterschiedlichen akustischen Eigenschaften werden diese zu einem Teil reflektiert und als Echo zurückgeworfen. Zudem ändern sie ihre Ausbreitungsrichtung und –geschwindigkeit. Man spricht hier von Reflexion und Brechung. Ihr Ausmaß wird von der Differenz der Schallleitungseigenschaften (akustische Impedanz) beider Gewebe bestimmt. Um den Impedanzunterschied zwischen Luft und Gewebe beim Aufsetzen des Schallkopfes zu minimieren, wird zur besseren Ankopplung ein Kontaktgel verwendet.

Streuung

Wenn die Schallwellen auf Strukturen treffen, die kleiner sind als ihre eigene Wellenlänge, werden sie in beliebige Richtungen reflektiert. Bei diesen ungerichteten Echos spricht man von Streuung. Sie beeinträchtigt die Bildqualität, da der Kontrast abnimmt. Diesen Effekt beobachtet man zum Beispiel bei der Leberverfettung, wo die Schallwellen an den sehr kleinen Fetttropfchen gestreut werden.

Divergenz

Mit Ausnahme vom Linearschallkopf werden die Schallwellen nicht parallel zueinander ausgesendet. Dieses hat zur Folge, dass sich die Schallwellen mit zunehmender Entfernung von ihrem Ausgangspunkt auch zunehmend voneinander entfernen. Dieses Auseinanderlaufen bezeichnet man als Divergenz. Die Divergenz variiert je nach Positionierung und Ansteuerung der Piezo-Kristalle im Schallkopf (siehe unten) und ist massgeblich an der Bildqualität beteiligt.

Mit Ausnahme der Divergenz, welche hauptsächlich vom Aufbau des Schallkopfes bestimmt wird, sind die oben genannten Phänomene je nach Gewebe verschieden stark ausgeprägt. Die unterschiedlichen Schallleitungseigenschaften macht man sich bei der Differenzierung verschiedener Gewebe bzw. Organe und somit der Erzeugung von Ultraschallbildern zu Nutze.

Je nach Amplitude der Echos wird diesen ein Grauwert zugeordnet. Je höher die Amplitude desto heller ist auch der Grauwert. Ausschlaggebend für die lokale Zuordnung der einzelnen Echos und Erzeugung des Bildes ist schliesslich noch die je nach Eindringtiefe unterschiedliche Laufzeit der Schallwellen. Man misst hier die Zeit vom Aussenden der Schallwellen bis zum Empfang ihrer Echos. Bei einer annähernd konstant angenommener Ausbreitungsgeschwindigkeit von 1540 m/s im Gewebe (Fett, Muskel, Hirn, Wasser) lässt sich somit die Eindringtiefe berechnen. Aus der Echoamplitude im Verhältnis zur Eindringtiefe ergibt sich für jeden ausgesandten Impuls zunächst eine Ultraschalllinie. Durch Zusammensetzen vieler nebeneinander liegender Ultraschalllinien und Kodierung der Amplitudenhöhe durch Grauwerte entsteht schliesslich das Ultraschallbild. Man spricht vom B-Mode, brightness-mode. Der B-Mode ist der in der Diagnostik am häufigsten eingesetzte Modus und auch die in unserer Arbeit verwendete Methode.

Für die Beurteilung und Qualität der Ultraschallbilder ist das Auflösungsvermögen von hoher Bedeutung. Hierbei handelt es sich um den kleinsten Abstand, bei dem zwei Strukturen noch getrennt voneinander wahrgenommen werden können. Die Auflösung hängt von mehreren Faktoren ab. Man unterscheidet zwischen axialer und lateraler Auflösung.

Die axiale Auflösung beschreibt das Auflösungsvermögen in Ausbreitungsrichtung der Schallwellen und ist von deren Frequenz bzw. Wellenlänge abhängig.

Die laterale Auflösung ist der Abstand bei dem man zwei senkrecht zur Schallausbreitungsrichtung stehende Strukturen noch voneinander unterscheiden kann. Sie ist in der Regel schlechter als die axiale Auflösung und neben der Wellenlänge noch von der Geometrie des Schallkopfes abhängig. Zusätzlich lässt sich die laterale Auflösung noch durch den am Gerät einzustellenden Fokuspunkt beeinflussen, also elektronisch variieren. Der Fokuspunkt ist der Punkt mit der höchsten lateralen Auflösung.

Dementsprechend kommen in der Sonographie je nach Fragestellung verschiedene Schallköpfe zum Einsatz. Alle enthalten Piezokristalle, jedoch in verschiedenen Ausrichtungen zueinander. Man unterscheidet grundsätzlich zwischen Linear-, Sektor- und Konvexschallkopf bzw. -scannern.

Beim Linearschallkopf sind die Kristalle in Reihe nebeneinander angeordnet und werden entweder einzeln oder in Gruppen nacheinander angesteuert. Es wird ein rechteckiges Bild erzeugt, wodurch die Schallwellen auch bei größerer Entfernung

vom Schallkopf noch annähernd parallel zueinander laufen. Die laterale Auflösung ist also auch bei größerer Eindringtiefe noch relativ hoch. Die Bildbreite ist allerdings durch die Breite des Schallkopfes vorgegeben.

Der Sektorscanner ist ein mechanischer Schallkopf, das heisst: Er besteht aus einem kleinen Elektromotor, der eine kleine Gruppe von Kristallen um eine Achse hin und her dreht. Hierdurch wird ein fächerförmiges Schallfeld erzeugt. Es entsteht ein Bild mit schmalem Nahfeld und breitem Bild in der Tiefe. Der Vorteil des Sektorscanners ist seine Kompaktheit, wodurch er sehr handlich ist. Nachteilig ist allerdings die mit zunehmender Eindringtiefe steigende Divergenz der Schallwellen und somit abnehmende laterale Auflösung.

Der Konvexschallkopf verbindet die Vorteile der beiden erstgenannten Scanner miteinander. Durch eine konvexe Anordnung der Kristalle kommt es zu einem breiten Bildfeld, bei immer noch akzeptablem Auflösungsvermögen in der Tiefe. Er kommt besonders in der Abdomensonographie zur Anwendung.

1.3 Typische kindliche Frakturen

Besonderheiten von Knochenaufbau und Frakturen im Kindesalter

Der kindliche Knochen unterscheidet sich in einigen Punkten maßgeblich von dem eines Erwachsenen. Hieraus resultieren andere, für das Kindesalter typische Frakturformen und differente Heilungsgeschwindigkeiten.

Der kindliche Knochen hat einen niedrigeren Elastizitätsgrad und weniger Biegungswiderstand als der eines Erwachsenen. Er ist in der Lage, wesentlich mehr Energie aufzunehmen, bevor er bricht. Bei sehr jungen Kindern ist mehr Energie nötig, um den Knochen zu brechen, als die Kinder durch ihr eigenes Gewicht aufbringen können (Caffey et al., 1993). Frakturen werden daher im Neugeborenen- und Säuglingsalter meist durch Gewalt von aussen (engl.: „battered child syndrome“) oder aber durch Stürze aus - in Bezug auf die eigene Körpergröße- erheblichen Höhen (Sturz von der Wickelkommode) verursacht.

Des Weiteren besitzen Kinder ein wesentlich dickeres Periost als Erwachsene. Dieses hat eher die Tendenz, sich vom Knochen „abzuschälen“ als zu zerreißen. Das wiederum hat zur Folge, dass bei Kindern häufiger stabile Frakturen vorkommen und es eher selten zu instabilen Frakturen mit Dislokationsgefahr kommt. Der Knochen wird quasi von einem Periostschlauch stabilisiert. Für gelenknahe Frakturen

hingegen trifft dieses meist nicht zu (z.B. die distale Humerusfraktur). Sie sind wesentlich häufiger instabil. Dadurch ist eine frühe Diagnostik und adäquate Therapie erforderlich.

Der größte für die Einteilung und weitere Therapie entscheidende Unterschied zum Erwachsenenknöchel ist jedoch das Vorhandensein von Wachstumsfugen, von denen das weitere Längenwachstum des Knochens ausgeht. Eine Beschädigung birgt stets die Gefahr einer Wachstumsstörung und späteren Fehlstellung. Daher muss diesbezüglich größter Wert auf korrekte Diagnose und adäquate Therapie gelegt werden.

Da sich der kindliche Knochen noch im Wachstum befindet, gibt es allerdings auch Unterschiede in der Art und Weise, wie dieser ausheilt. Durch sein sehr hohes osteogenethisches Potential heilt der Knochen wesentlich schneller. Je jünger die Kinder sind und je dichter die Fraktur an der Epiphysenfuge gelegen ist, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit, dass eine Achsfehlstellung (Dislocatio ad axim) spontan korrigiert werden kann. Das gleiche trifft für Frakturen zu, bei denen die Achsfehlstellung in der Ebene der größten Bewegungsmöglichkeit des benachbarten Gelenkes liegt. Ebenfalls können ein Versatz (Dislocatio ad latus) sowie eine Distraction (Dislocatio ad longitudinem) bis zu 1 cm spontan korrigiert werden, Rotationsfehler (Dislocatio ad peripheriam) dagegen nicht. Daher scheint es am sinnvollsten, eine primäre Einteilung der kindlichen Frakturen zunächst anhand ihrer Lokalisation und erst sekundär in Bezug auf deren Therapie vorzunehmen.

Dementsprechend unterscheidet man grundsätzlich Schaft- von Gelenkfrakturen. Hierbei stellt die Epiphysenlösung (Salter/Harris I/II bzw. Aitken I) als gelenknaheste Form der Schaftfraktur die Grenze zur Gelenkfraktur dar und tritt mit einer Verteilung von 4:1 größtenteils an der oberen Extremität auf.

Schaftfrakturen

Schaftfrakturen treten im Kindesalter 50 mal häufiger auf als Gelenkfrakturen und lassen sich wiederum nach mehreren Aspekten unterteilen. Zunächst besteht in Bezug auf deren therapeutische Versorgung immer die Frage, ob es sich um eine stabile oder eine instabile Fraktur handelt? Als stabil wird ein Bruch hierbei angesehen, wenn die Fragmente übereinander stehen, keine Verkürzung vorliegt und höchstens eine geringe Achsverschiebung besteht. Zu nennen wäre hier unter anderem die isolierte Tibiatorsionsfraktur (engl.: „toddler's fracture“), die häufigste

Fraktur der unteren Extremität mit einem Altersgipfel zwischen dem 1. und 2. Lebensjahr. Hier dient die noch erhaltene Fibula als Schiene für die gebrochene Tibia.

Als instabil gelten jegliche Schafffrakturen mit Dislokation oder lange Schrägfrakturen, die Gefahr laufen weiter abzurutschen. Als Beispiel wäre hier zu nennen eine komplette Fraktur des Ober- oder Unterschenkels mit vollständiger Durchtrennung des Knochens.

Zusätzlich lassen sich die dia- und metaphysären Schafffrakturen auch noch anhand ihrer Form einteilen. Wie beim Erwachsenen gibt es sowohl Torsions- als auch Querfrakturen der Diaphyse. Nur bei Kindern treten die sogenannten Grünholzfrakturen auf. Hierbei entsteht ein Kortikalisschaden auf der konvexen Seite bei noch intakter oder nur partiell frakturierter Kortikalis der Konkavseite. Die Frakturlinie ist dementsprechend nicht durchgehend und der gesamte Periostschlauch noch intakt.

Gelenkfrakturen

Verletzungen der oberen Extremität treten doppelt so häufig auf, wie die der unteren (2:1). Typische Gelenkfrakturen sind: Der Condylus radialis humeri für die obere und der mediale Malleolus tibiae für die untere Extremität (von Laer, 2001).

Für sämtliche die Epiphysen betreffenden Frakturen haben sich die Klassifikationen nach Salter/Harris und Aitken durchgesetzt (von Laer, 2001).

Salter/Harris I/II (Aitken I) zählt als deren gelenknaheste Form noch zu den Schafffrakturen und beschreibt eine Epiphysenlösung mit (Salter/Harris II) oder ohne (Salter/Harris I) metaphysären Keil. Die Epiphysenlösung erfolgt üblicherweise in der Zone des verkalkten Knorpels und im benachbarten neu gebildeten Knochen. Der proliferierende Wachstumsknopel verbleibt an der abgetrennten Epiphyse, so dass es normalerweise zu keiner Wachstumsstörung kommt. Eine Ausnahme bilden die Fälle, in denen zusätzlich die Gefäßversorgung verletzt worden ist.

Bei der Salter/Harris III (Aitken II) Fraktur handelt es sich um einen kurzen, inkompletten Abriss der Knorpelplatte mit einem von dort ausgehenden longitudinalen Bruch des epiphysären Ossifikationszentrums bis ins Gelenk. Diese Fraktur lässt sich vor allem in der Epiphyse der Tibia finden.

Die Salter/Harris IV (Aitken III) Fraktur stellt einen schrägen, longitudinalen Bruch vom Gelenkknorpel ausgehend durch das epiphysäre Ossifikationszentrum, die

Wachstumsfuge und die Metaphyse dar. Der Frakturspalt kreuzt hier sowohl den metaphysären als auch den epiphysären Teil der Wachstumsfuge. Eine typische Lokalisation ist der laterale Condylus des Oberarms.

Bei beiden Formen wird die proliferierende Knorpelschicht der Epiphysenfugen verletzt. Kommt es zu einer knöchernen Überbrückung des Frakturspalt, spricht man von Ausheilungsbrücken. Dieses resultiert in einer vorzeitigen Verknöcherung der Fuge. Zur Minimierung dieses Risikos ist eine exakte Reposition erforderlich. Außerdem besteht, wie bei den bereits genannten Frakturen, die Gefahr von Gefäßschäden und Nekrosebrücken. Beide ergeben eine konsekutive Wachstumsstörung. Daher sollte bezüglich der Prognose für spätere Fehlstellungen und Wachstumsstörungen auf genaueste Reposition geachtet werden. Zusätzlich stellen unebene Gelenkflächen eine Präarthrose dar. Um eine spätere Arthrose zu vermeiden, sollten daher die Gelenkflächen möglichst glatt miteinander adaptiert werden.

Eine Sonderform stellt die Salter/Harris V Fraktur dar. Hierbei handelt es sich um eine partielle Stauchung der Wachstumsplatte, gefolgt von ihrem vorzeitigen Schluss und damit einen Wachstumsstop. Es kommt somit zu einer Verkürzung des betroffenen Knochens. Die daraus resultierende Fehlstellung führt zu einer Fehlbelastung des Gelenkes mit eventuellen Spätschäden.

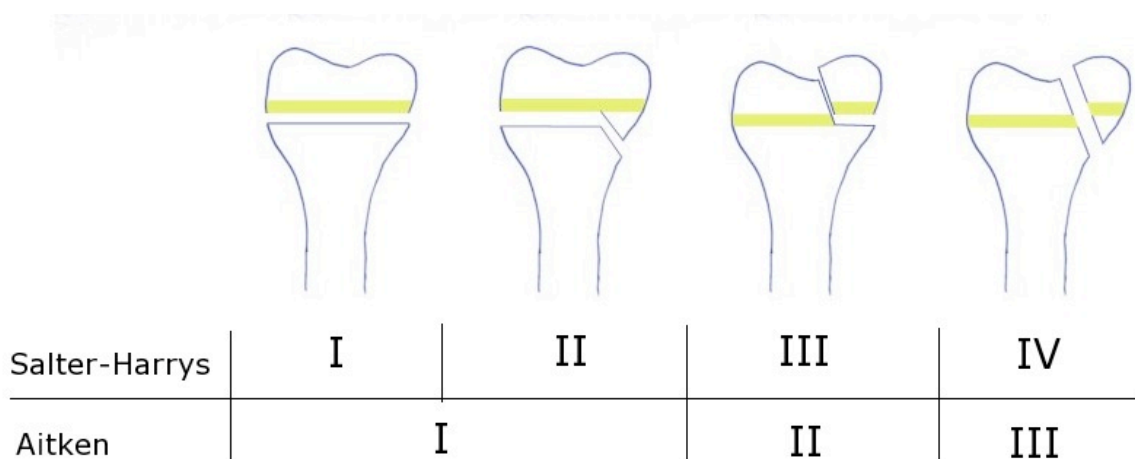


Abb. 2: Klassifikation der Epiphysenverletzungen nach Salter/Harris und Aitken

Weitere Einteilungen

Neben einer Einteilung nach der Frakturlokalisation ist es in der Klinik für das weitere Vorgehen zusätzlich wichtig, zwischen Retentions- und Repositionsfrakturen zu unterscheiden. Von Retentionsfrakturen im Dia- bzw. Metaphysenbereich spricht man bei Querfrakturen, deren Fraktarenden aufeinanderstehen, bis zu 1 cm Verschiebung korrigiert sich von alleine (Caffey et al., 1993), und die keine bzw. eine altersentsprechend tolerable Achsabweichung aufweisen. Schrägfrakturen fallen nur dann unter Retentionsfrakturen, wenn sie durch einen Partnerknochen stabilisiert werden (z.B. isolierte Tibiatorsionsfraktur). Bei Retentionsfrakturen der Epiphyse muss es sich um eine undislozierte Fraktur handeln, deren Frakturspalt weniger als 2 mm beträgt.

Generell besteht die Therapie solcher Frakturen in einer Gipsruhigstellung ohne vorherige Reposition.

Demgegenüber stehen die Repositionsfrakturen. Hierunter versteht man vollständig dislozierte Frakturen im Dia-/Metaphysenbereich, bei denen eine Verkürzung, eine Seitverschiebung von mehr als der halben Schaftbreite und/oder eine Achsabweichung von mehr als 10° vorliegt (Müller et al., 2008/09). Gelenkfrakturen fallen dann in die Gruppe der Repositionsfrakturen, wenn der Frakturspalt größer als 2 mm oder aber die Fraktur disloziert ist. Des Weiteren können primäre Retentionsfrakturen im weiteren Verlauf dislozieren und somit zu sekundären Repositionsfrakturen werden. Die Therapie der Wahl ist eine unter Anästhesie vorgenommene Reposition. Besteht durch statische Belastung und Muskelzug die Gefahr, dass sich die Fraktur wieder verschiebt, gibt es zahlreiche Möglichkeiten der zusätzlichen operativen Stabilisation des Knochens mittels verschiedener Osteosynthesetechniken. Zu nennen wären hier unter anderem die Fixation durch Schrauben, Platten, Marknägel (intramedulläre Schienung) oder aber Spickung mit sogenannten Kirschnerdrähten. Es sollte immer eine definitive Therapie angestrebt werden, um Nachrepositionen oder Therapiewechsel zu vermeiden.

Alters- und Lokalisationsverteilung

Generell lässt sich sagen, dass die Frakturhäufigkeit mit zunehmendem Alter ebenfalls steigt. Dieses hat neben dem schon erwähnten höheren Gewicht und daraus resultierender größerer Kraft weitere Gründe, wie gesteigerte Mobilität und damit auch erhöhtes Verletzungsrisiko. Allgemein lässt sich jedoch sagen, dass

unabhängig von der Altersgruppe die meisten schweren Frakturen im Zusammenhang mit Verkehrsunfällen auftreten. Dennoch gibt es für jeweilige Altersgruppen typische Frakturformen und Verteilungsmuster.

Unter der Geburt kommt es neben Verletzungen des Schädels relativ häufig zu Frakturen der Klavikula und des Femurs. Die Inzidenz kann bis zu 2,7 pro 1000 Geburten betragen (Caffey et al., 1993).

In den folgenden ersten beiden Lebensjahren sind im Rahmen eines Unfalls auftretende Frakturen äusserst selten und beruhen meist auf Gewalteinwirkungen von aussen. Es sollte hierbei immer an Formen von Kindesmisshandlungen gedacht werden (engl.: „battered child syndrome“).

Mit den ersten Gehversuchen und zunehmender Mobilität nehmen schliesslich auch die Frakturen der langen Röhrenknochen, besonders der oberen Extremität, zu. Ab dem 2. Lebensjahr sind die distale Radiusfraktur und die supracondyläre Humerusfraktur die häufigsten kindlichen Frakturen. Des Weiteren kommt es recht häufig zu Frakturen der Mittelhandknochen und Phalangen. Eher selten treten in diesem Alter Frakturen der Handwurzelknochen wie zum Beispiel Scaphoidfrakturen, auf. Das wird dadurch erklärt, dass die Knochen noch nicht vollkommen ossifiziert und noch von einer polsternden Knorpelhülle umgeben sind. Die bereits erwähnte isolierte Torsionsfraktur der Tibia (engl.: „toddler`s fracture“) tritt zwischen dem 2. und 5. Lebensjahr auf.

Mit zunehmendem Alter stehen viele Frakturen im Zusammenhang mit populären Jugendsportarten. Aus dem US-amerikanischen Raum wird hier z.B. die mediale Epicondylusfraktur des Humerus als „Little League Elbow“ beschrieben.

2 Material und Methoden

2.1 Präparate und Frakturierung

Als Versuchsmaterial verwendeten wir die Extremitäten von Schweinen. Die Tiere stammten vom Versuchsgut der Christian-Albrechts-Universität Kiel in Achterwehr und waren alle zum Zeitpunkt, an dem wir informiert wurden, bereits verendet. Da sich die Studie auf kindliche Frakturen bezieht, wurden nur Tiere bis zu einem Körpergewicht von 50 kg verwendet. So war gewährleistet, dass die

Versuchsknochen bezüglich des Entwicklungsstandes mit denen von Kindern vergleichbar sind und noch alle Epiphysenfugen offen waren. Auch vom Aufbau des Knochens sind die Präparate den menschlichen Knochen sehr ähnlich. Insgesamt wurden 9 Tiere präpariert und ihre Extremitätenknochen untersucht. Teilweise wurden die Tiere beziehungsweise deren Extremitäten zur besseren Konservierung zunächst eingefroren, bevor wir sie nach dem Auftauen wie folgt präparierten:

Die Extremitäten wurden in den großen Gelenken - Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk sowie Hüft-, Knie- und oberes Sprunggelenk - abgetrennt bzw. geteilt. So erhielten wir pro Schwein 12 Präparate. Bei kompletten Extremitäten hätte die Gefahr bestanden, dass die Präparate durch den fehlenden Muskelgegenzug nur in den Gelenken zerrissen worden wären. Um realitätsnahe Untersuchungsbedingungen zu gewährleisten, war es nötig, den Weichteilmantel vollständig zu erhalten. In die Statistik mit einbezogen wurden die langen Röhrenknochen der Extremitäten sowie an den Händen und Füßen die Metacarpal- bzw. Metatarsalknochen. Nach Abzug einiger Knochen, die durch die Präparation zu stark geschädigt wurden, standen auf diese Weise 248 verschiedene Knochen für die Untersuchungen zur Verfügung.

Die fertig präparierten Extremitätenteile wurden mit einer Materialprüfmaschine (Lloyd Instruments LR5Kplus®, Fareham, Großbritannien) in der Kieler Orthopädiotechnik frakturiert (Abb. 3). Hierbei drückte ein Stempel mit vorher definierter Kraft und Geschwindigkeit auf den per Hand fixierten Knochen. Teilweise ergaben sich hierbei Probleme. Bei zu kleinen Knochen war es sehr schwer, diese adäquat zu fixieren. Anfangs haben wir versucht, die Präparate mit Blitzzement in vorgeformten Halterungen zu befestigen. Es stellte sich jedoch als zu schwierig heraus, den Zement vollständig zu entfernen. Dabei wurden teilweise Knochen beschädigt oder aber das umgebende Weichteilgewebe so stark durchwaschen, dass es später Probleme mit der Ankopplung im Ultraschall gab. Nicht entfernter Zement war röntgendicht und verursachte entsprechend Überlagerungen mit den Knochen. Anfangs haben wir versucht, mit mehreren unterschiedlichen Vorrichtungen verschiedene Frakturen zu setzen. Zum einen benutzten wir die oben erwähnte Maschine, zum anderen aber auch eine eigens hierfür hergestellte Apparatur zur Erzeugung von Torsionsfrakturen. Die Präparate wurden dabei an zwei Enden, welche gegeneinander verdreht werden konnten, eingespannt. Bei Betätigung der Maschine entstanden Torsionsfrakturen. Da bei dem Einsatz LR5Kplus® jedoch

zufällig alle Formen von Frakturen entstanden, wurde die Torsionsvorrichtung nur bei den ersten Präparaten eingesetzt. Wichtig ist noch zu erwähnen, dass keine der befundenden Personen während der Frakturierung zugegen war. Dadurch wurden die Voraussetzungen für eine unvoreingenommene Auswertung erfüllt.



Abb 3: Versuchsaufbau: Frakturierung einer Schweinepfote mittels Materialprüfmaschine (Lloyd Instruments LR5Kplus®, Fareham, Großbritannien)

2.2 Bildgebende Verfahren

2.2.1 Ultraschall

Im Anschluss an die Frakturierung wurden die Präparate zunächst geschallt. Hierfür verwendeten wir ein handelsübliches Ultraschallgerät (Philips iU22®, Best, Netherlands) mit einem Multifrequenz Linearschallkopf mit 7 - 15 MHz. Für die Bildeinstellung wurde die im Gerät vorhandene Voreinstellung „Bewegungsapparat Oberflächlich“ verwendet. Für eine bessere Auflösung wurde ein höheres Frequenzspektrum gewählt und die Eindringtiefe so eingestellt, dass die Knochenoberfläche vollständig beurteilt werden konnte. Jedes Extremitätenstück

wurde von vier Seiten (lateral, medial, ventral und dorsal) in jeweils zwei oder wenn nötig noch zusätzlichen Ebenen dargestellt. Bei der Untersuchung wurde die gesamte Knochenlänge abgefahren. Als sonographische Frakturzeichen wurden, wie schon in früheren Studien (Moritz et al., 2008), Konturunterbrechungen der Kortikalis, kortikale Stufen und Verbiegungen gewertet. Danach wurde eine Skizze von jedem Knochen, der Form und dem Verlauf der Fraktur angefertigt. Außerdem wurden die Ultraschallbilder abgespeichert und entsprechend beschriftet. Die Untersuchung dauerte je nach Knochen und Bruchform ca. 15 - 20 Minuten. Teilweise ergaben sich auf Grund von Lufteinschlüssen im Gewebe sogenannte Reverberationsartefakte, die eine Beurteilung der Knochenoberfläche erschwerten oder unmöglich machten.

2.2.2 Röntgen

Nach dem Ultraschall wurden die Präparate geröntgt. Hierfür verwendeten wir ein digitales Röntgengerät mit Flachdetektor (SIEMENS Axiom Aristos®, Erlangen, Deutschland). Die Aufnahmen erfolgten mit einer Aufnahmespannung von 55 kV, einem Dosiszeitprodukt von 3,6 mAs, einem Film-Fokus-Abstand (FFA) von 115 cm und ohne Raster. Dieses ist eine Standardeinstellung, die im Klinikalltag für das Röntgen kleiner Knochen (z.B. Hand) verwendet wird. Die Präparate wurden jeweils in den 2 Standardebenen posterior/ anterior (p.a.) und seitlich dargestellt. Die Hände und Füße wurden zur besseren Beurteilung der Mittelfuss- und Mittelhandknochen, wie im klinischen Alltag üblich, in einer zusätzlichen Schrägebene geröntgt.

2.2.3 Computertomographie

Anschließend wurde zur Kontrolle und als momentaner Goldstandard in der Diagnostik knöcherner Strukturen ein CT-Bild von jedem Präparat angefertigt. Hierfür verwendeten wir ein 64 Zeilen Spiral CT (SIEMENS Somatom Sensation®, Erlangen, Deutschland). Das vorgegebene Untersuchungsprotokoll „Extremity Child“ beinhaltete eine Spannung von 120 kV und eine effektive mAs von 56. Die Untersuchungszeit betrug 18,9 Sekunden mit einer Akquisitionsschichtdicke von 64 * 0,6 mm. Es wurde ein Pitch-Faktor von 1,0 gewählt. Die rekonstruierte Schichtdicke lag bei 1 und 5 mm. Die Rekonstruktion erfolgte an einer Betrachtungskonsole (SIEMENS Wizard®, Erlangen, Deutschland) in koronaren sowie sagitalen Ebenen

mit einer Schichtdicke von 1 mm und einem Inkrement von 0,7 mm. Zusätzlich wurden noch 3D Modelle der Knochen mit schattierter Oberfläche berechnet. Sämtliche Bildmaterialien wurden auf elektronischen Speichermedien zwecks späterer Auswertung gespeichert.

2.3 Bildauswertung

Nach Erzeugung der Bilder befassten sich 2 erfahrene Radiologen zunächst unabhängig voneinander mit der Auswertung der Röntgen- und CT-Bilder. Dieses geschah an einer klinischen Befundungskonsole (AGFA, Köln, Deutschland). Das CT wurde hierbei, da es die sensitivste Methode zur Frakturdiagnostik ist, als Goldstandard verwendet. Bei unterschiedlichen Ergebnissen wurde anschließend versucht, durch Diskussion der Bilder und Ergebnisse eine gemeinsame Diagnose zu finden. Ein Konsensus war in allen Fällen möglich.

2.4 Statistische Analyse

Konfidenzintervalle für binominale Wahrscheinlichkeiten wurden berechnet. Gleichzeitig wurden die Konfidenzintervalle für multinominale Wahrscheinlichkeiten gemäß der Methode nach Goodman (1965) bestimmt. Sonographie und Röntgen wurden mittels eines McNemar Testes für 2 x 2 Kontingenztabellen und mittels eines Stuart's Testes für 2 x 3 Kontingenztabellen miteinander verglichen. Dieselben Tests wurden für den Vergleich der Untersucher verwendet. Ein p-Wert von kleiner 0,05 wurde hierbei als signifikant betrachtet. Alle Tests waren zweiseitig und alle Konfidenzintervalle haben eine Konfidenz von 95 %. Als Maß der Übereinstimmung beider Methoden wurde die sogenannte „porportion of overall agreement“ und der Kappa Index berechnet. Alle Berechnungen wurden entweder mit dem Statistikprogramm BIAS® für Windows 8.03 oder dem Programm R® (Version 2.5.1, 2007) gemacht.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse

Für diese Studie wurden die Extremitäten von 9 Schweinen nach den beschriebenen Methoden präpariert und anschließend mittels Ultraschall, Röntgen und CT untersucht. Es ergab sich eine Gesamtzahl von 248 Knochen. Das CT fungierte hierbei als Goldstandard und fand bei 162 der 248 Knochen eine oder mehrere Frakturen. Bei 86 Knochen ließ sich keine Fraktur nachweisen.

Mit dem Ultraschall konnten 130 der 162 Frakturen diagnostiziert werden. Mittels Röntgen wurden 148 Frakturen gefunden. 9 Frakturen konnten von beiden Methoden nicht nachgewiesen werden. Zusätzlich wurden vom Ultraschall weitere 23 und vom Röntgen 5 Frakturen nicht diagnostiziert. Außerdem gab es beim Ultraschall 2 und beim Röntgen 1 falsch positives Ergebnis. Hieraus ergibt sich eine Sensitivität von 80,3 % für den Ultraschall und von 91,4 % für das Röntgen ($p < 0,001$, „proportion of overall agreement“ 85,8 %, kappa index 0,31, CI 0,17- 0,45) (Tabelle 1, 9). Auch nach Korrektur für multiples Testen waren diese Unterschiede statistisch signifikant.

Bei der Spezifität errechnet sich für den Ultraschall ein Wert von 97,7 % und für das Röntgen ein Wert von 98,8 % ($p = 1,0$, proportion of overall agreement 96,5 %, kappa index -0,016, CI -0,21- 0,18). Dieser Unterschied ist statistisch nicht signifikant (Tabelle 1, 9).

125 Frakturen wurden von beiden Modalitäten als richtig positiv identifiziert. Alle weiteren Ergebnisse beziehen sich auf diese 125 frakturierten Knochen.

In 66 Fällen konnte der Ultraschall den korrekten Frakturtyp bestimmen, das Röntgen in 80 Fällen. Bei 27 komplexen Frakturen gab es nur eine partielle Übereinstimmung zwischen dem im Ultraschall beschriebenen Frakturtyp und dem CT-Ergebnis. Für das Röntgen traf dieses bei 23 komplexen Frakturen zu. In 32 Fällen gab es keine Übereinstimmung zwischen Ultraschall und CT, wohingegen das Röntgen in 22 Fällen einen falschen Frakturtyp zeigte. Diese Ergebnisse werden in Tabelle 2 dargestellt. Die Unterschiede waren nach Korrektur bezüglich multiplen Testens statistisch nicht signifikant.

Ebenfalls nach Korrektur für multiples Testen statistisch gleichwertig zeigten sich Ultraschall und Röntgen im Bezug auf die Bestimmung einer Dislokation (Tabelle 3, 4, 9). Die Sensitivität, eine Dislokation auch korrekt als solche zu identifizieren,

betrug im Ultraschall 98,3 % und im Röntgen lediglich 76,8 %. Dieses entspricht einem $p < 0,001$. Mittels Ultraschall konnten 51 Dislokationen korrekt identifiziert werden, beim Röntgen waren es 41. Eine teilweise Übereinstimmung mit dem CT Ergebnis fand der Ultraschall in 60 Fällen, das Röntgen in 53. Bei 14 Dislokationen gab es keine Übereinstimmung zwischen Ultraschall und CT, das Röntgen lieferte in 31 Fällen ein falsches Ergebnis.

Betrachtet man die verschiedenen Dislokationstypen separat, präsentiert sich ein heterogenes Bild.

Die Sensitivität für die Identifikation von Stufen (*dislocatio ad latus*) betrug für den Ultraschall 88,4 % und für das Röntgen 47,6 % ($p < 0,001$) (Tabelle 5, 9). Bei der Spezifität hingegen lag der Ultraschall bei 45,5% und das Röntgen bei 86,4 % ($p = 0,022$) (Tabelle 5, 9).

Für die Detektion von Knickbildungen (*dislocatio ad axim*) gab es bei beiden Methoden keine Unterschiede (Sensitivität beider Verfahren 70,8 %, $p = 1,0$) (Tabelle 6, 9). Die Spezifität ergab für den Ultraschall 81,1 % und für das Röntgen 96,2 % ($p = 0,021$) (Tabelle 6, 9).

Bei der Identifikation von Impressionen präsentierte sich der Ultraschall mit einer Sensitivität von 76,2 % signifikant besser als das Röntgen mit 33,3 % ($p < 0,001$) (Tabelle 7, 9). Die Spezifität betrug 91,6 % und 100 % für Ultraschall und Röntgen (Tabelle 7, 9).

Das Röntgen war dem Ultraschall in der Detektion klaffender Frakturspalte (*dislocatio cum distractionem*) überlegen (Sensitivität 76,7 % für Ultraschall und 93 % für Röntgen, $p = 0,016$) (Tabelle 8, 9). Bezüglich der Spezifität gab es für beide Methoden keine signifikanten Unterschiede (90,2 % für Ultraschall und 91,5 % für Röntgen) (Tabelle 8, 9).

Bei allen weiteren Dislokationstypen ließen sich keine statistisch signifikanten Unterschiede finden.

Über 70 % aller Frakturen, die nicht von Ultraschall und/ oder Röntgen gefunden wurden, betrafen die kleinen Röhrenknochen (Metacarpal- oder Metatarsalknochen). In einigen wenigen Fällen wurden Frakturen des Radius oder der Fibula nicht diagnostiziert. Die meisten übersehenen Frakturen waren nicht-dislozierte Quer- oder Schrägfrakturen.

In 57 % bzw. 64 % der Frakturen, bei denen der Ultraschall und das Röntgen einen falschen oder nur teilweise korrekten Frakturtyp beschrieben, waren ebenfalls die

kleinen Röhrenknochen betroffen. Bei ca. der Hälfte der Fälle, bei denen der Ultraschall einen falschen Frakturtyp beschrieb, handelte es sich um Querfrakturen. Frakturen im Bereich der Epiphyse waren für beide Methoden die am häufigsten übersehenen Frakturen.

Vergleich der Untersucher:

Bei der Beurteilung der CT-Bilder fand Untersucher I 162 und Untersucher II 152 Frakturen. Hieraus ergibt sich eine „proportion of overall agreement“ von 94,4 % ($p = 0,013$). Für den Frakturtyp lag die „proportion of overall agreement“ bei 72,7 % ($p < 0,001$). Im Bezug auf Stufen betrug die „proportion of overall agreement“ 68,7% ($p < 0,001$). Die Übereinstimmungen bei der Detektion von Knickbildung lagen bei 78,7 % („proportion of overall agreement“) und $p = 0,38$.

Im Röntgen wurden von Untersucher I 139 und von Untersucher II 151 Frakturen korrekt identifiziert („proportion of overall agreement“ 95,2 %, $p < 0,001$). In der korrekten Bestimmung des Frakturtyps ergab sich eine „proportion of overall agreement“ von 86,3 % ($p = 0,07$). Die „proportion of overall agreement“ betrug 86,3 % ($p < 0,001$) für Stufen und 89,2 % ($p = 0,007$) bei der Identifikation von Knickbildungen.

3.2 Tabellen

Tabelle 1: Frakturdiagnostik Sensitivität (Sens.) und Spezifität (Spez.)
(Absolutergebnisse)

Sens.	US	Röntgen			
			Fraktur korrekt identifiziert (n)	Fraktur nicht identifiziert (n)	Summe (n)
		Fraktur korrekt identifiziert (n)	125	5	130
		Fraktur nicht identifiziert (n)	23	9	32
		Summe (n)	148	14	162
Spez.	US	Röntgen			
			Nicht-Fraktur korrekt identifiziert (n)	Nicht-Fraktur identifiziert als Fraktur (n)	Summe (n)
		Nicht-Fraktur korrekt identifiziert (n)	83	1	84
		Nicht-Fraktur identifiziert als Fraktur (n)	2	0	2
		Summe (n)	85	1	86

Tabelle 2: Frakturtyp, Absolutergebnisse von 125 Frakturen (n = 125), die sowohl vom Ultraschall als auch vom Röntgen gefunden wurden

US	Übereinstimmung	Röntgen			
		mit CT (n)	partiell mit CT (n)	keine mit CT (n)	Summe (n)
	mit CT (n)	61	2	3	66
	partiell mit CT (n)	6	18	3	27
	keine mit CT (n)	13	3	16	32
	Summe (n)	80	23	22	125

Tabelle 3: Dislokation, Absolutergebnisse von 125 Frakturen (n = 125), die sowohl vom Ultraschall als auch vom Röntgen gefunden wurden

		Röntgen			
US	Übereinstimmung	mit CT (n)	partiell mit CT (n)	keine mit CT (n)	Summe (n)
	mit CT (n)	22	18	11	51
	partiell mit CT (n)	13	32	15	60
	keine mit CT (n)	6	3	5	14
	Summe (n)	41	53	31	125

Tabelle 4: Dislokation Sensitivität: 116 Dislokationen vorhanden (n = 116), Ergebnisse vom Röntgen und Ultraschall im Vergleich zum CT als Goldstandard (Absolutergebnisse)

		Röntgen		
US		DL identifiziert (n)	DL nicht als DL identifiziert (n)	Summe (n)
	DL identifiziert (n)	88	26	114
	DL nicht als DL identifiziert (n)	1	1	2
	Summe (n)	89	27	116

Tabelle 5: Dislokation Stufe Sensitivität (Sens.) und Spezifität (Spez.): 103 Stufen vorhanden (n = 103), 22 Frakturen ohne Vorhandensein einer Stufe (n = 22), Ergebnisse vom Röntgen und Ultraschall im Vergleich zum CT als Goldstandard

		Röntgen			
Sens.	US		Stufe identifiziert (n)	Stufe nicht als Stufe identifiziert (n)	Summe (n)
		Stufe identifiziert (n)	48	43	91
		Stufe nicht als Stufe identifiziert (n)	1	11	12
		Summe (n)	49	54	103
		Röntgen			
Spez.	US		Nicht-Stufe identifiziert (n)	Nicht-Stufe identifiziert als Stufe (n)	Summe (n)
		Nicht-Stufe identifiziert (n)	8	2	10
		Nicht-Stufe identifiziert als Stufe (n)	11	1	12
		Summe (n)	19	3	22

Tabelle 6: Dislokation Knickbildung (KB) Sensitivität (Sens.) und Spezifität (Spez.): 72 Knickbildungen vorhanden (n = 72), 53 Frakturen ohne Vorhandensein einer Knickbildung (n = 53), Ergebnisse vom Röntgen und Ultraschall im Vergleich zum CT als Goldstandard

		Röntgen			
Sens.	US		KB identifiziert (n)	KB nicht als KB identifiziert (n)	Summe (n)
		KB identifiziert (n)	43	8	51
		KB nicht als KB identifiziert (n)	8	13	21
		Summe (n)	51	21	72
		Röntgen			
Spez.	US		Nicht-KB identifiziert (n)	Nicht-KB identifiziert als KB (n)	Summe (n)
		Nicht-KB identifiziert (n)	42	1	43
		Nicht-KB identifiziert als KB (n)	9	1	10
		Summe (n)	51	2	53

Tabelle 7: Dislokation Impression (IM) Sensitivität (Sens.) und Spezifität (Spez.): 42 Impressionen vorhanden (n = 42), 83 Frakturen ohne Vorhandensein einer Impression (n = 83), Ergebnisse vom Röntgen und Ultraschall im Vergleich zum CT als Goldstandard

		Röntgen			
			IM identifiziert (n)	IM nicht als IM identifiziert (n)	Summe (n)
Sens.	US	IM identifiziert (n)	13	19	32
		IM nicht als IM identifiziert (n)	1	9	10
		Summe (n)	14	28	42
		Röntgen			
			Nicht-IM identifiziert (n)	Nicht-IM identifiziert als IM (n)	Summe (n)
Spez.	US	Nicht-IM identifiziert (n)	76	0	76
		Nicht-IM identifiziert als IM (n)	7	0	7
		Summe (n)	83	0	83

Tabelle 8: Dislokation Klaffender Frakturspalt (KFS) Sensitivität (Sens.) und Spezifität (Spez.): 43 klaffende Frakturspalte vorhanden (n = 43), 82 Frakturen ohne Vorhandensein eines klaffenden Frakturspaltes (n = 82), Ergebnisse vom Röntgen und Ultraschall im Vergleich zum CT als Goldstandard

		Röntgen			
			KFS identifiziert (n)	KFS nicht als KFS identifiziert (n)	Summe (n)
Sens.	US	KFS identifiziert (n)	33	0	33
		KFS nicht als KFS identifiziert (n)	7	3	10
		Summe (n)	40	3	43
		Röntgen			
			Nicht-KFS identifiziert (n)	Nicht-KFS identifiziert als KFS (n)	Summe (n)
Spez.	US	Nicht-KFS identifiziert (n)	69	5	74
		Nicht-KFS identifiziert als KFS (n)	6	2	8
		Summe (n)	75	7	82

Tabelle 9: Statistische Analyse der einzelnen Untersuchungen und Fragestellungen; Konfidenzintervall (CI), Röntgen (Rö), Ultraschall (US), Sensitivität (Sens.), Spezifität (Spez.), Klaffender Frakturspalt (KFS), p-Wert und kappa beziehen sich auf den Vergleich zwischen Röntgen und Ultraschall.

Typ/ Kategorie	Wahrscheinlichkeit	95 % - CI	p-Wert	kappa
Frakturdiagnostik Sens. Rö	0,914	0,859; 0,952	0,001	0,308
Frakturdiagnostik Sens. US	0,803	0,733; 0,861		
Frakturdiagnostik Spez. Rö	0,988	0,937; 1	1	-0,016
Frakturdiagnostik Spez. US	0,977	0,916; 0,997		
Dislokation Sens. Rö	0,767	0,68; 0,841	<0,0001	0,038
Dislokation Sens. US	0,983	0,939; 0,998		
DL Stufe Sens. Rö	0,478	0,376; 0,577	<0,001	0,176
DL Stufe Sens. US	0,884	0,805; 0,938		
DL Stufe Spez. Rö	0,864	0,651; 0,971	0,022	-0,109
DL Stufe Spez. US	0,455	0,244; 0,678		
DL Knickbildung Sens. Rö	0,708	0,589; 0,81	1	0,462
DL Knickbildung Sens. US	0,708	0,589; 0,81		
DL Knickbildung Spez. Rö	0,962	0,87; 0,995	0,021	0,111
DL Knickbildung Spez. US	0,811	0,68; 0,906		
DL Impression Sens. Rö	0,333	0,196; 0,5	<0,001	0,189
DL Impression Sens. US	0,762	0,606; 0,88		
DL Impression Spez. Rö	1	0,965; 1	<0,05	0
DL Impression Spez. US	0,916	0,834; 0,965		
DL KFS Sens. Rö	0,93	0,809; 0,985	<0,016	0,397
DL KFS Sens. US	0,767	0,614; 0,882		
DL KFS Spez. Rö	0,915	0,832; 0,965	1	0,193
DL KFS Spez. US	0,902	0,817; 0,957		

3.3 Bildbeispiele



Abb. 4: Dislozierte Schrägfraktur des Humerus: Im CT wurde eine nicht dislozierte Schrägfraktur (A), eine Querfraktur mit diskreter Stufe im Ultraschall (B) und mittels Röntgen keine Fraktur diagnostiziert (C),(siehe Pfeile)

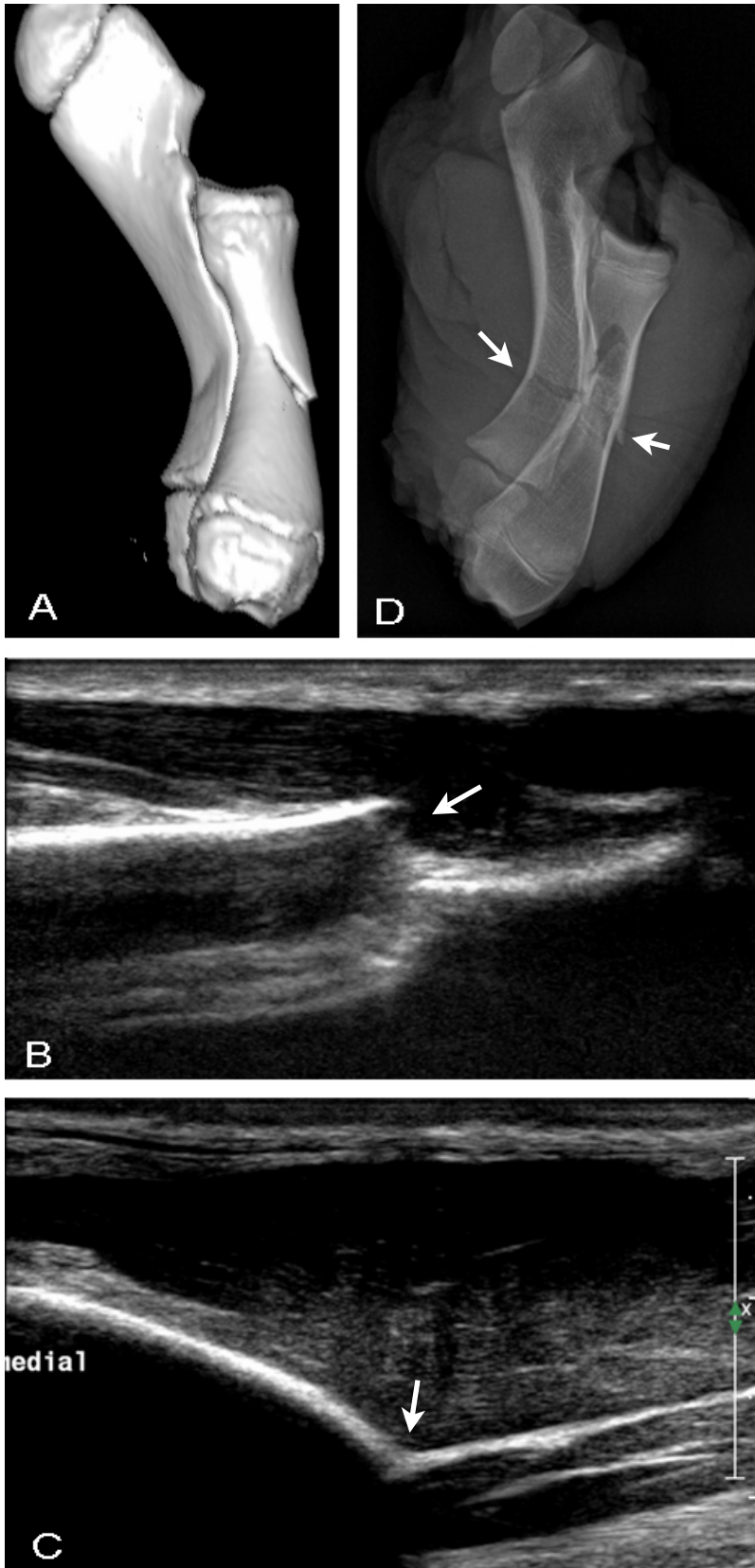


Abb. 5: Komplette Querfraktur des Radius und der Ulna: Sowohl CT (A) als auch Ultraschall (B - Radius, C - Ulna) und Röntgen (D) fanden eine komplette Querfraktur des Radius und der Ulna mit Stufe und Knickbildung. Zwischen den 3 Methoden gab es keine Unterschiede (siehe Pfeile)

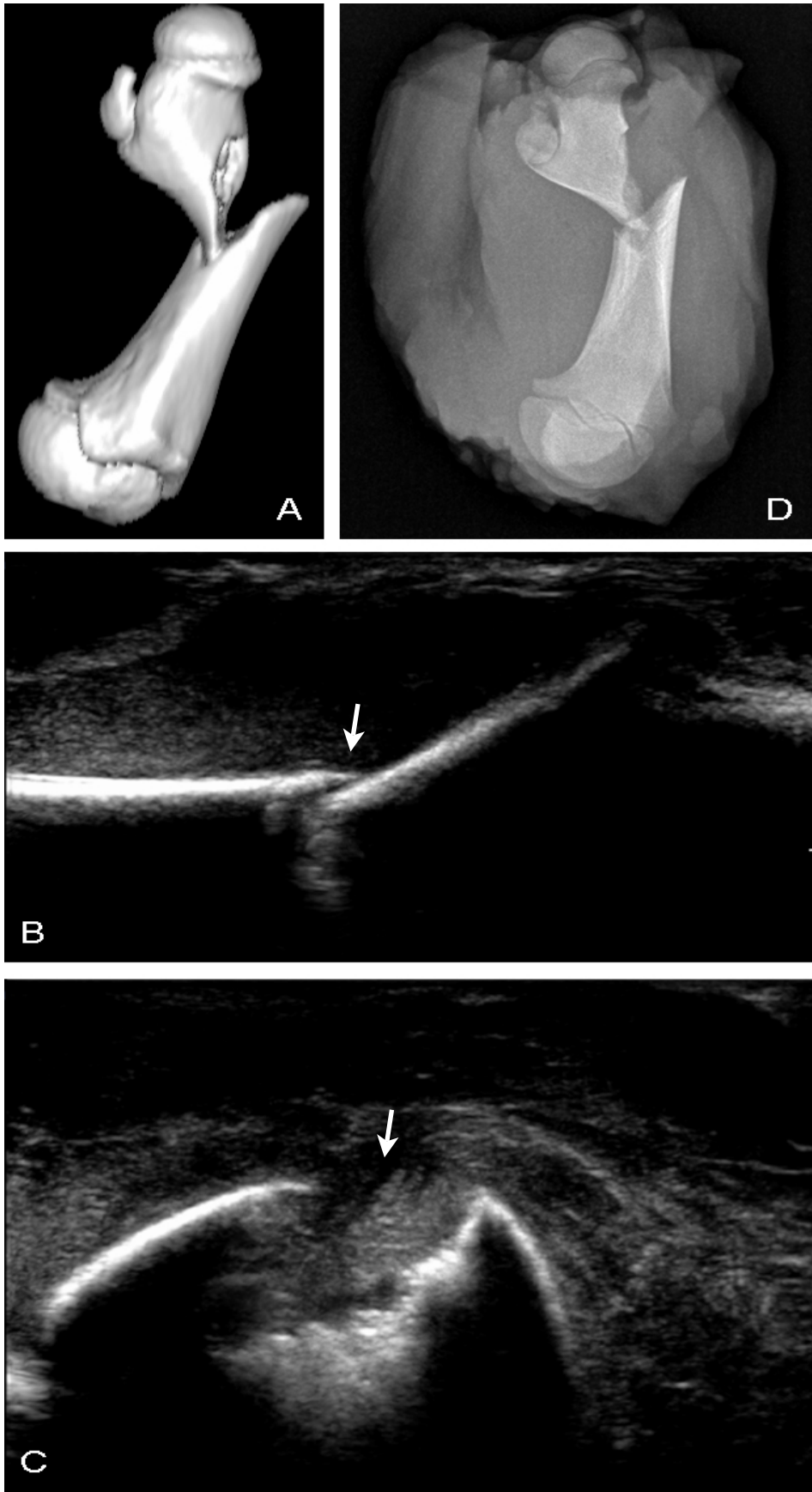


Abb. 6: Dislozierte Schrägfraktur des Femur: CT (A), Ultraschall (B, C) und Röntgen (D) zeigen eine Schrägfraktur des Femur mit kompletter Dislokation (siehe Pfeile)



Abb. 7: Trümmerfrakturen der Metacarpalknochen II und III: CT (A) und Ultraschall (B, C) fanden beide eine Trümmerfraktur des 2. und 3. Metacarpalknochens mit Stufe und Impression. Im Röntgen (D) hingegen wurde eine Längsfraktur mit kleiner Stufe gesehen, die Impression wurde nicht erkannt (siehe Pfeile).

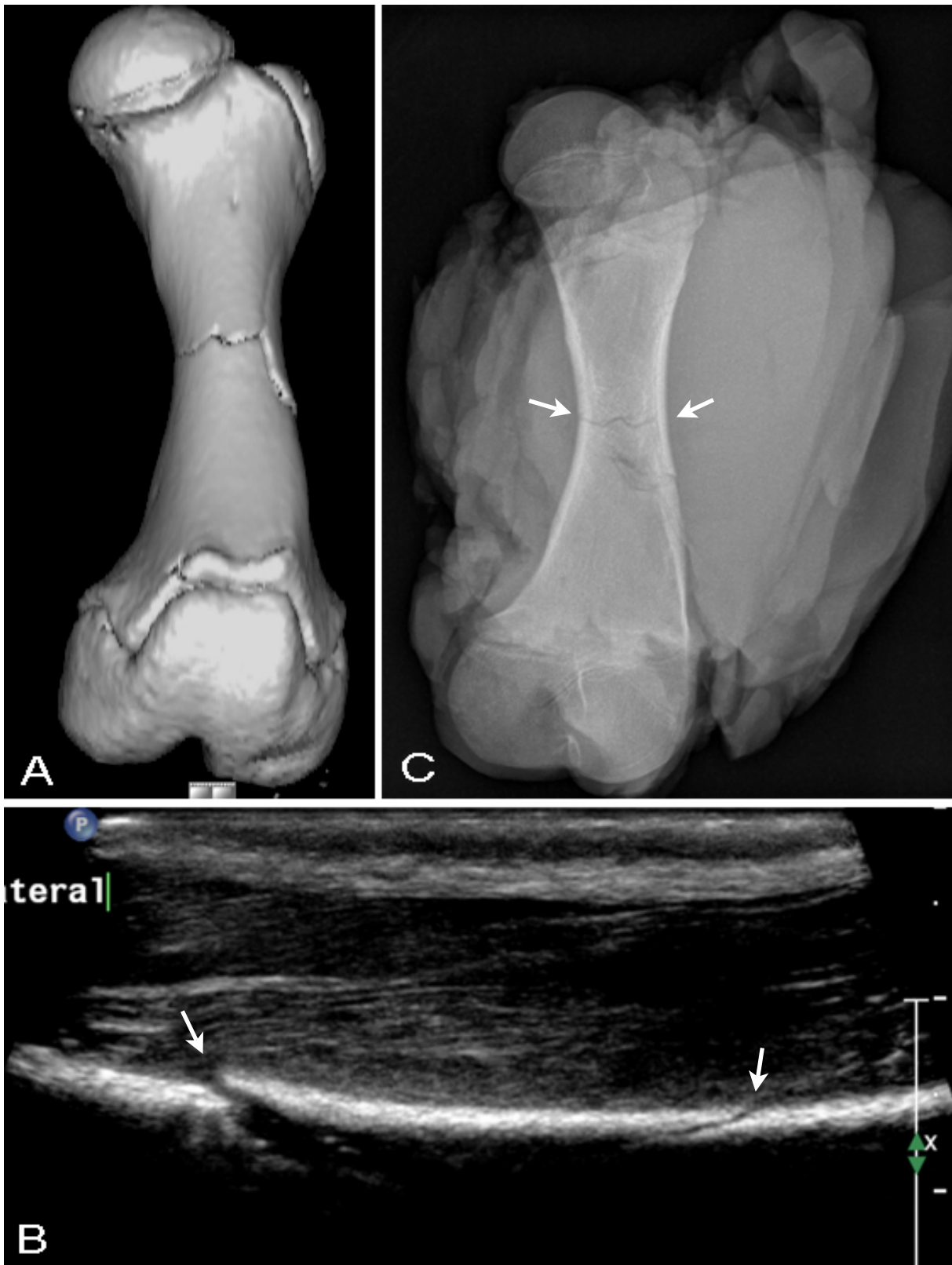


Abb. 8: Spiralfaktur des Femur: CT (A), Ultraschall (B) und Röntgen (C) zeigten eine Spiralfaktur des Femur, CT und Ultraschall identifizierten zusätzlich eine Stufe, wohingegen vom Röntgen keine Dislokation gesehen wurde (siehe Pfeile)

4 Diskussion

4.1 Diskussion der eigenen Ergebnisse und des Versuchsaufbaus

Für diese Studie wählten wir einen experimentellen Ansatz. Dieses hatte mehrere Gründe: Zum einen wäre es durch die vielen Röntgen- bzw. CT-Untersuchungen zu einer erheblichen, unnötigen Strahlenbelastung der Patienten gekommen. Eine solche Studie an Patienten wäre daher schon allein aus Strahlenschutzgründen nicht möglich gewesen. Des Weiteren stellt ein Krankenhausbesuch gerade für jüngere Kinder eine Stresssituation dar und diese sollte nicht durch unnötige Untersuchungen noch verstärkt werden. Von daher wäre eine Studie in der Form, in der wir sie durchführten, an Patienten auch ethisch nicht vertretbar gewesen.

In der Literatur lassen sich zahlreiche, größtenteils klinische Studien zur Osteosonographie finden, in denen der Ultraschall dem Röntgen mindestens ebenbürtig ist. Der Ultraschall erzielte hierbei sehr gute Werte in Spezifität und Sensitivität für Frakturen der langen Röhrenknochen wie Humerus, Femur, Radius und Ulna und präsentierte sich dem Röntgen gegenüber gleichwertig (Williamson et al., 2000; Pistor u. Graffstädt, 2003; Lei Chen et al., 2007; Hübner et al., 2000; Moritz et al., 2008). Bei gewissen Frakturtypen, wie Salter-Harris Typ I, Hill-Sachs-Frakturen oder trans- bzw. suprakondylären Humerusfrakturen ist er dem Röntgen sogar überlegen (Rathfelder u. Paar, 1995).

Gute Ergebnisse liegen für die Diagnostik von Frakturen der Rippen, des Sternums, der Orbitahöhle und des Scaphoids vor (Hendrich et al., 1995; Kara et al., 2003; Senall et al., 2004; Jank et al., 2004 a, b). Hier ist der Ultraschall dem Röntgen in Sensitivität und Spezifität bei der Frakturdiagnostik ebenbürtig. Bei speziellen Fragestellungen, wie Rippenfrakturen oder aber Frakturen des Scaphoids, ist er sogar überlegen. So wird der Ultraschall bei infantilen Klavikelfrakturen in manchen Kliniken bereits als diagnostisches Mittel der ersten Wahl eingesetzt (Blab et al., 1999).

Des Weiteren erzielte der Ultraschall in einigen klinischen Studien sehr gute Ergebnisse in der Frühdiagnostik spezieller Frakturen. Hier werden Frakturen von Scaphoid, Metatarsalknochen und Rippe genannt (Senall et al., 2004; Banal et al., 2006; Kara et al., 2003). Dabei bietet die Sonographie neben der exakten Beurteilung der knöchernen Oberfläche zusätzlich noch die Möglichkeit, das

umgebende Weichteilgewebe zu untersuchen. Periostäre Hämatome oder Ödeme geben oft den entscheidenden Hinweis auf sonst nur schwierig zu diagnostizierende Frakturen. So wurden z.B. Frakturen des Scaphoids unter anderem durch dem Knochen aufgelagerte Flüssigkeit mittels Ultraschall bis zu 12 Tage früher (im Schnitt 5,7 Tage) erkannt als im Röntgen (Senall et al., 2004). Auch ist es mittels Ultraschall wesentlich früher möglich, Aussagen über beginnende Kallusbildung oder fehlerhafte Heilungsprozesse wie die Ausbildung einer Pseudoarthrose, zu tätigen (Blab et al., 1999; Senall et al., 2004).

In unserer Studie jedoch zeigte sich der Ultraschall bezüglich der Sensitivität, eine Fraktur zu finden, dem Röntgen leicht unterlegen. Diese Ergebnisse lassen sich allerdings anhand des Versuchsaufbaus und damit einhergehender Probleme erklären. Es gibt hier mehrere Faktoren, die die Ergebnisse negativ beeinträchtigten und berücksichtigt werden sollten:

Anfänglich ergaben sich zunächst Probleme mit dem im Vergleich zum menschlichen Knochen etwas differenten Aufbau der Schweineknochen. Dieses bestätigte sich darin, dass im Laufe der Studie und mit zunehmender Kenntnis der tierischen Anatomie die Untersuchungen mit dem Ultraschall schneller und die Ergebnisse besser wurden. Für einen erfahrenen Kinderradiologen sollte es daher erheblich einfacher sein, die ihm vertrauten kindlichen Knochen zu beurteilen als die in unserer Studie verwendeten Präparate mit abweichendem Knochenaufbau.

Massgeblich wurde die Qualität der Ultraschalluntersuchung durch im Gewebe eingeschlossene Gase beeinträchtigt. Die Gasansammlungen erzeugten Artefakte, die sämtliche darunter gelegenen Strukturen maskierten und eine Befundung deutlich erschwerten. Wir beobachteten, dass die Gase je nach Alter und Behandlung der Präparate in unterschiedlichen Mengen vorhanden waren. Daher muss davon ausgegangen werden, dass sowohl beim Abtrennen der einzelnen Extremitäten Luft ins Gewebe getreten war, aber auch mit fortschreitendem Alter der einzelnen Präparate und des Grades der Verwesung die damit einhergehende Gasbildung im Gewebe immer mehr zunahm.

Wie schon erwähnt, gibt es bei noch vitalen Präparaten für die Diagnostik von Frakturen eine weitere Hilfe. Bereits in früheren Studien werden dem Periost aufgelagerte paraostäre Hämatome als sonographische Frakturzeichen angesehen (Rathfelder u. Paar, 1995). Zusätzlich können bei bestimmten Frakturtypen andere Flüssigkeitsansammlungen, wie paraepiphysäre Hämatome (z.B. Salter-1-

Verletzungen), echogene Gelenkergüsse, ein Hämarthros (z.B. transcondyläre Humerusfraktur) oder diffuse Ödeme/ Hämatome in den umgebenden Weichteilen zur Diagnose einer Fraktur führen.

In Anbetracht all dieser Punkte lassen sich für die Osteosonographie in vivo bessere Ergebnisse als in unserer Studie erwarten.

Bezüglich der Beurteilbarkeit von Dislokationen, wie Stufen oder Achsabweichungen, werden in der Literatur allerdings wenige Aussagen getätigt. Rathfelder und Paar (Rathfelder u. Paar, 1995) vermuten, dass sich mittels Ultraschall auch Dislokationen von Frakturen des Unterarms bestimmen lassen. Diese Vermutung bestätigt sich auch in unserer Studie. Hier ist der Ultraschall dem Röntgen in der Detektion von Dislokationen mindestens ebenbürtig. Beim Betrachten der einzelnen Dislokationstypen präsentiert sich allerdings ein heterogenes Bild:

In der Beurteilung von Stufen und Impressionen ist der Ultraschall bezüglich der Sensitivität jeweils signifikant besser als das Röntgen. Das erklärt sich dadurch, dass das Röntgen stets ein Summationsbild darstellt und die Überlagerung mehrerer Strukturen gerade die Beurteilung feiner, oberflächlicher Läsionen erschwert. Der Ultraschall hingegen zeigt ein Schnittbild der Knochenoberfläche mit sehr guter Auflösung. Auch kleinste Konturunterbrechungen können somit dargestellt werden. Hieraus erklärt sich allerdings auch, warum der Ultraschall in der Spezifität der Diagnose von Stufen dem Röntgen unterlegen ist. Wie schon in anderen Studien beschrieben, ist die Oberflächendarstellung beim Ultraschall so genau, dass fälschlicherweise auch kleinere Unebenheiten am Knochen, gerade im gelenknahen Bereich, für Stufen gehalten werden können (Pistor u. Graffstädt, 2003; Moritz et al., 2008). Es kommt also zu falsch positiven Ergebnissen.

Für die Beurteilung von Frakturen mit Achsabweichung (*dislocatio ad axim*) liesse sich erwarten, dass das Röntgen durch seinen größeren Bildbereich und einer dadurch wesentlich besseren Übersicht dem Ultraschall überlegen sei. Dieses war jedoch in unserer Studie nicht der Fall. Es gab hier keine signifikanten Unterschiede in der Beurteilung von Achsabweichung. Die guten Ergebnisse des Ultraschalls lassen sich dadurch erklären, dass dieser den mangelnden Bildbereich durch die sogenannte Real-Time Untersuchung kompensieren kann. Hierbei wird der Knochen systematisch in seiner gesamten Länge aus mehreren Ebenen betrachtet. Der Bildbereich des Einzelbildes wird dadurch sekundär.

Bei klaffenden Frakturspalten zeigte sich das Röntgen dem Ultraschall in der Sensitivität überlegen. Diese Beobachtung lässt sich zum Teil durch die schon oben erwähnten Gaseinlagerungen im Gewebe der Präparate erklären. Hierdurch wurden einige Frakturen längerer Röhrenknochen mit einer „dislocatio ad axim“ nicht richtig erkannt. Zum anderen kommt hier wieder der limitierte Bildbereich zum Tragen. So wurde in einem Fall bei einer kompletten dislozierten Unterarmfraktur durch den Ultraschall lediglich die dislozierte Ulnafraktur diagnostiziert, die Radiusfraktur jedoch übersehen.

Bei der Untersuchung von Patienten sind auch für die Beurteilung von Dislokationen nach Wegfall der Gaseinlagerungen und der anderen oben erwähnten Störfaktoren gute Ergebnisse zu erwarten.

Dieses ließe sich nicht nur in der Diagnostik, sondern auch für die Therapie eventueller Frakturen nutzen. So wurde der Ultraschall in einer klinischen Studie von Lei Chen et al. (Lei Chen et al., 2003) nicht nur zur Diagnosestellung, sondern konsekutiv auch zur Kontrolle nach Reposition von dislozierten Frakturen eingesetzt. Die Autoren erzielten eine Erfolgsrate von 92 %.

Bei der Betrachtung von übersehenen bzw. falsch befundeten Frakturen lässt sich ebenfalls ein deutliches Muster erkennen. Über 70 % der nicht gefundenen Frakturen befanden sich in den kleinen Röhrenknochen, wie Metatarsal- oder Metacarpalknochen. Hier haben sowohl Röntgen als auch Ultraschall Schwächen.

Es ist ein bekanntes Problem, dass sich Frakturen der Hand bzw. des Fußes im Röntgen nicht überlagerungsfrei darstellen lassen und daher nur schwer zu beurteilen sind. Da beim Ultraschall lediglich die oberflächlichen Strukturen des Knochens untersucht werden, kommt es hier nicht zu Überlagerungsartefakten der einzelnen Knochen. So werden in einer Studie für die Beurteilung von Frakturen der Metatarsalknochen sehr gute Ergebnisse erzielt (Banal et al., 2006). Oft und gerade bei Kindern sind diese Knochen jedoch sehr klein und es stellt sich als schwierig dar, eine ausreichende Ankopplung zu erreichen. Dieses kann gerade bei den kleinen, schwer zu fixierenden kindlichen Händen und Füßen durch starke Unruhe der Patienten noch erschwert werden (Moritz et al., 2008).

Die mangelnde Ankopplung ist also anscheinend der Grund, weshalb es sowohl in unserer Arbeit als auch in früheren Studien auch im Ultraschall bei der Beurteilung kleinerer Knochen, beispielsweise der Hände und Füße, zu keinen zufriedenstellenden Ergebnissen kam (Munk et al., 2000; Hübner et al., 2000). Auch

von Jank et al. wurden Probleme bei der Ankopplung an kleinen Knochen beschrieben. Diese Ergebnisse verbesserten sich nach Wahl eines speziell angepassten Schallkopfes allerdings erheblich (Jank et al., 2004 a, b). In einer anderen Studie wurde mit guten Ergebnissen zur besseren Ankopplung ein Schallkopf mit Wasservorlaufstrecke verwendet (Rathfelder et al. 1995). Ein weiterer Vorteil liegt darin, dass die Untersuchung durch eine großflächigere Verteilung des Druckes auch mit weniger Schmerzen einhergeht.

In einer Studie von Grechening et al. (Grechening et al. 1997 a) treten ebenfalls Probleme bei der Beurteilung kleinerer Knochen auf. Grechening führt diese Beobachtung jedoch darauf zurück, dass die Streuung durch wesentlich mehr Unregelmäßigkeiten auf der Knochenoberfläche bei kleineren Knochen erheblich zunimmt.

Bei unserem Versuchsmodell kam noch erschwerend hinzu, dass gerade die Schweinepfoten sehr stark behaart waren. So ließ sich bei einigen Präparaten nur mit sehr viel Gel eine adäquate Ankopplung erreichen. Beim vergleichsweise weniger stark behaarten Kind sollte es diesbezüglich wesentlich einfacher sein, eine genügende Ankopplung und damit bessere Bildqualität zu erreichen. Dieser Faktor sollte also bei Untersuchungen am pädiatrischen Patienten doch deutlich weniger ins Gewicht fallen.

Vergleicht man die Ergebnisse der beiden Untersucher für CT- und Röntgenbefundung miteinander, fällt eine gewisse Divergenz auf. Sie ist auf die Art und Weise zurückzuführen, wie der jeweilige Betrachter eine Fraktur diagnostiziert und die einzelnen Frakturtypen interpretiert. Teilweise gehen die einzelnen Frakturtypen, wie zum Beispiel Quer- und Schrägfrakturen, ineinander über und es liegt dann im subjektiven Ermessen des jeweiligen Betrachters, welchen Frakturtyp er diagnostiziert.

Wie allerdings auch im Klinikalltag üblich, ließ sich für die meisten Frakturen nach gemeinsamer Diskussion der Bilder gerade für das CT ein Konsens finden.

Es wäre sicherlich sehr interessant gewesen, einen Vergleich der Untersucher auch für die Ultraschalldiagnostik durchzuführen. Zum Zeitpunkt der Ultraschalluntersuchung stand uns jedoch nur ein Untersucher zur Verfügung. Wie weiter unten erwähnt, ist es nicht möglich, nur Anhand der Ultraschallaufnahmen eine korrekte Diagnose zu stellen, da weder die genaue Position des Schallkopfes bekannt ist, noch auf die diagnoseweisende Real-Time Untersuchung

zurückgegriffen werden kann. Nach erneutem Auftauen der Präparate war auf Grund erheblicher Gasbildung im Gewebe ebenfalls keine adäquate Untersuchung möglich. Eine 2. Ultraschalldiagnostik hätte in diesem Fall die Ergebnisse eher verfälscht als verifiziert.

4.2 Vor- und Nachteile der sonographischen Frakturdiagnostik

Bevor sich aus diesen Ergebnissen eine Schlussfolgerung für den klinischen Alltag ziehen lässt, macht es Sinn, nochmals die Vor- und Nachteile von Röntgen und Ultraschall gegenüber zu stellen:

Der größte Vorteil der Osteosonographie gegenüber dem Röntgen ist, dass mit dem Ultraschall keinerlei ionisierende Strahlung einhergeht und dadurch keine gesundheitlichen Risiken bestehen. Röntgenstrahlung hingegen ruft erwiesenermaßen DNA-Schäden hervor. Diese können im weiteren Verlauf zu malignen Entartungen und Störungen der Gonaden mit vererbten genetischen Defekten und konsekutiven Missbildungen führen. Nach Fritz-Niggli (Fritz-Niggli, 1997) ist das Strahlenrisiko bei Kindern nochmals um das bis zu 10-fache erhöht. Besonders betroffen sind die Gonaden, das blutbildende Knochenmark, die Mammaanlage, die Schilddrüse, die Augenlinse und zum Teil auch die Epiphysenfugen (Reiser et al., 2004).

Des Weiteren kann die Untersuchung bei Vorhandensein mobiler Ultraschallgeräte vom behandelnden Arzt noch direkt im Behandlungszimmer vorgenommen werden. Dieses erspart dem Kind einen häufigen Personen- und Ortswechsel, was einen zusätzlichen Stressfaktor darstellen würde.

Auch können die Eltern, ohne unnötiger Strahlenbelastung ausgesetzt zu sein, über den gesamten Zeitraum der Untersuchung im Raum bleiben, was zur Beruhigung der Kinder beiträgt. Der doch erhebliche Stress, dem Kinder nach einem Trauma ausgesetzt sind, äußert sich unter anderem in der Tatsache, dass ein nicht geringer Anteil der Röntgenaufnahmen auf Grund von kindlicher Unruhe wiederholt werden muss. In einer Quelle ist sogar von bis zu 20 % Wiederholungsrate die Rede (Rathfelder u. Paar, 1995). Diese doch sehr hohe Zahl ist allerdings auch auf Fehleinstellungen und erschwerte Lokalisation des Schmerzmaximums zurückzuführen und in speziellen, kinderradiologischen Abteilungen sicherlich nicht die Regel.

Als weiteren Vorteil erhält man durch den Ultraschall zusätzliche Informationen zu den umgebenen Weichteilstrukturen. Wie bereits erwähnt, können frakturbedingte Hämatome im umliegenden Gewebe bei der Frakturdiagnostik hilfreich sein. Zum anderen lassen sich aber auch primäre Weichteilverletzungen wie Bandrupturen oder Abszesse finden, die bei negativem Frakturbefund die Schmerzen und Schonhaltung erklären können (Moritz et al., 2008).

Außerdem gibt es bei fraglichen Befunden stets die Möglichkeit, die Gegenseite zum Vergleich hinzuzuziehen (Senall et al., 2004; Moritz et al., 2008). Diese Methode sollte in der Radiographie auf Grund zusätzlicher Strahlenbelastung heutzutage nicht mehr angewendet werden, könnte allerdings im Rahmen des Ultraschalls ohne zusätzliche Risiken für den Patienten genutzt werden.

Neben diesen Vorteilen gibt es bei der Osteosonographie allerdings auch einige Nachteile und Probleme, die bislang noch nicht gelöst werden konnten:

Eine wesentliche Voraussetzung sind adäquate Ultraschallgeräte mit hochauflösenden Schallköpfen. Die meisten größeren Kliniken verfügen heutzutage jedoch über hochwertige Ultraschallgeräte, die in der Lage sind, solch diffizile Fragestellungen zu beantworten. Würde sich die Osteosonographie etablieren, könnten bereits vorhandene diagnostische Mittel noch besser ausgeschöpft werden.

Außerdem setzt die Osteosonographie ein gewisses Maß an Erfahrung voraus und ist in den meisten Fällen zeitaufwendiger. Um auch kleinere Läsionen zu diagnostizieren, muss die betroffene Region in mehreren Ebenen und Richtungen untersucht werden. Wie schon in der Literatur beschrieben (Moritz et al., 2008), gestaltet sich dieses gerade bei kleinen, den Umständen entsprechend unruhigen Kindern als schwierig.

Der wichtigste Aspekt im Bezug auf Verlaufskontrolle und auch aus forensischer Hinsicht ist jedoch die Reproduzierbarkeit der Aufnahmen. Bislang gibt es auf Grund der geringen Anwendung der Osteosonographie in der Klinik keine definierten Ebenen bzw. Prozedere, nach denen frakturverdächtige Knochen untersucht werden. Dieses erschwert sowohl die Dokumentation als auch die Reproduktion der Ergebnisse. Mit zunehmendem Einzug in die Klinik sollten daher je nach Knochen und Fragestellung spezifische Schnittebenen definiert werden. In einer Studie von Pistor et al. (Pistor et al., 2003) wurden für die Sonographie suprakondylärer Humerusfrakturen zunächst Standardschnittebenen definiert, in denen die Knochen zu untersuchen waren. Nachdem adäquate Ebenen vorlagen, ließen sich gute

Ergebnisse erzielen und gefundene Dislokationen exakter beschreiben. Die Untersuchung ist hierdurch für eventuelle Zweit- und Drittuntersucher besser nachzuvollziehen, was die Objektivität der Methode deutlich steigern würde.

Allerdings würde auch die Definition standardisierter Untersuchungsebenen nur teilweise Abhilfe schaffen, denn ein Bild lässt sich nur bei genauer Kenntnis der Stellung und Lage des Schallkopfes adäquat beurteilen. Des Weiteren ist oft die Real-Time Sonographie wegweisend für die Diagnose einer Fraktur, da hierdurch auch kleinste Konturunterbrechungen beim systematischen Schallen des gesamten Knochens auffallen. Diese können dann auch sofort aus mehreren Richtungen betrachtet und eventuelle Frakturen somit verifiziert werden. Die Real-Time Untersuchung würde sich mittels AVI- Aufzeichnung zwar dokumentieren lassen, allerdings könnte die mangelnde Kenntnis der Schallkopfstellung nicht kompensiert werden.

Aus klinischer Sicht liegt die Grenze für die Osteosonographie sicherlich momentan bei Frakturen oder Dislokationen, die eine Reposition benötigen. Sowohl zur weiteren Behandlung als auch zur OP-Planung wird man derzeit, auch auf Grund der bereits erwähnten besseren Übersicht, nicht auf Röntgenbilder verzichten wollen. Dreidimensionale Informationen über eine Fraktur lassen sich nicht anhand von Bildausdrucken, sondern lediglich durch die Real-Time Untersuchung gewinnen.

Dennoch kamen wir zu dem Schluss, dass die Vorteile der Osteosonographie deutlich überwiegen.

4.3 Auswirkungen auf die klinische Diagnostik

Wie auch in allen anderen Bereichen der Medizin, sollte die risikoärmste, sinnvolle Diagnostik an erster Stelle stehen. In einer Studie von Alzen et al. (Alzen et al., 1992) wurde in 2006 Fällen bei nur 17,2 % aller wegen Frakturverdacht durchgeführten Röntgenaufnahmen auch wirklich eine Fraktur diagnostiziert. Man kann also davon ausgehen, dass in über 4/5 aller Fälle Weichteilverletzungen wie Muskelprellungen oder Faserrisse mit einhergehenden Hämatomen für die Schmerzsymptomatik verantwortlich sind.

Die im Hinblick auf die geringe Anzahl tatsächlich diagnostizierter Frakturen hohe Zahl an Röntgenaufnahmen hat mehrere Ursachen: Gerade bei sehr jungen Kindern ist die genaue Schmerzlokalisierung sowie die Lokalisation des Schmerzmaximums oft

erschwert. Die Kinder sind meistens noch nicht in der Lage, die exakte Schmerzposition zu kommunizieren und in der Regel wird eine Schonhaltung der gesamten Extremität eingenommen. Des Weiteren variiert das subjektive Schmerzempfinden - wie auch beim Erwachsenen - individuell sehr stark.

Viele Aufnahmen werden allerdings auch aus Gründen juristischer Absicherung gemacht. Hier würde sich die Osteosonographie bei gekläarter Dokumentationslage als effiziente Untersuchungs-Methode anbieten. Wie schon von Rathfelder et al. (Rathfelder u. Paar, 1995) erwähnt, schlagen wir folgendes Prozedere für die Traumadiagnostik vor:

An erster Stelle sollte die Anamnese und klinische Untersuchung stehen. Danach kann direkt im Anschluss eine gründliche osteosonographische Untersuchung der gesamten Extremität und gegebenenfalls ein Vergleich mit der Gegenseite vorgenommen werden. Lässt sich hierbei keine Fraktur finden, sollte zunächst auf Grund der hohen Sensitivität des Ultraschalls davon ausgegangen werden, dass keine Fraktur vorliegt. Bei, nach einem definierten Zeitraum von ungefähr einer Woche, weiterhin bestehenden Schmerzen und Schonhaltung sollte eine Kontrolluntersuchung vorgenommen werden. In den Fällen, in denen eine Fraktur gefunden wird, muss als nächstes ebenfalls sonographisch der korrekte Frakturtyp bestimmt und das Vorliegen einer Dislokation ausgeschlossen werden. Nach diesen Ergebnissen richtet sich dann das weitere Vorgehen. Besteht keine Dislokation bzw. eine Fraktur, die konservativ mittels Gipsschienung behandelt werden kann, sollte die Therapie ohne weitere Kontrolluntersuchungen mittels Röntgen begonnen werden.

Wird allerdings eine Dislokation mit Repositionsbedarf gefunden, sollte je nach Grad der Dislokation und Frakturtyp eine röntgenologische Kontrollaufnahme gemacht werden. Es ist sicherlich nicht möglich, das Röntgen völlig zu ersetzen. Aber in Anbetracht des bereits erwähnten Missstandes, dass ein Großteil der angefertigten Röntgenaufnahmen keine Fraktur nachweist bzw. deren Nachweis ohne weitere therapeutische Konsequenzen bleibt, ließe sich so zumindest ein Teil der Bilder und der damit einhergehenden Strahlenbelastung vermeiden.

Auch bei der Kontrolle des Heilungsprozesses kann der Ultraschall prinzipiell hilfreich sein, beginnende Kallusbildung zu beurteilen. In der Praxis stellt sich dieses allerdings schwierig dar, da keine Untersuchung an eingegipsten Extremitäten möglich ist. Auch zur Stellungskontrolle nach Gipsanlage und bei speziellen Fragestellungen, wie zum Beispiel nach kompletter Entfernung von

Osteosynthesematerialien, lässt sich eine Röntgenaufnahme momentan nicht vermeiden.

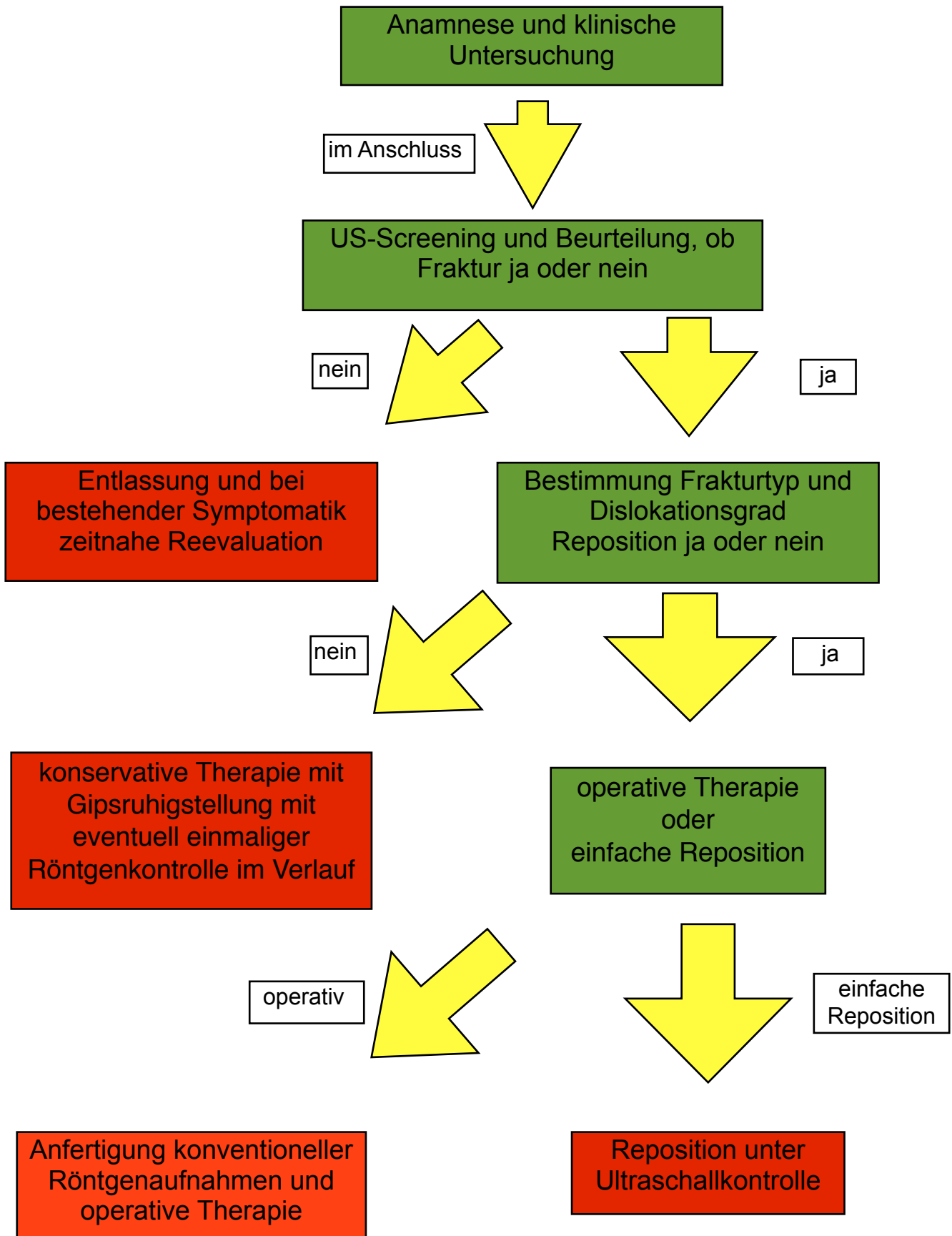


Abb 9: Stufenschema zur Diagnostik kindlicher Frakturen mittels Sonographie und Röntgen in der Klinik

5 Zusammenfassung

Falsch diagnostiziert und nicht korrekt therapiert können Frakturen im Kindesalter zu Wachstumsstörungen und damit verbundenen lebenslangen Problemen führen. Nach einem Trauma ist die klinische Untersuchung und Bestimmung des Schmerzmaximums gerade bei Kindern oft sehr schwierig. So müssen häufig mehrere Röntgenaufnahmen getätigt werden, ehe eine Fraktur sicher diagnostiziert oder ausgeschlossen werden kann. Die hierbei auftretende ionisierende Strahlung geht jedoch besonders im Kindesalter mit einem karzinogenem und teratogenem Risiko einher. Die Sonographie ist in der Diagnostik kindlicher Frakturen bisher kein etabliertes Verfahren, auch wenn Frakturen, mit einer dem Röntgen vergleichbaren Sensitivität nachgewiesen werden können. Diese Studie sollte überprüfen, ob mittels Sonographie neben einem Frakturachweis auch zuverlässige Aussagen über den Frakturtyp und die Fragmentstellung getätigt werden können. Zu diesem Zweck wurden die Extremitäten junger Schweine mit erhaltenem Weichteilmantel präpariert und maschinell frakturiert. Anschließend wurden die Präparate mit einem hochauflösenden Ultraschallgerät untersucht und die gefundenen Frakturen dokumentiert. Zusätzlich wurden standardisierte Röntgenaufnahmen in 2 bzw. für Vorder- und Hinterläufe in 3 Ebenen angefertigt. Zur Erstellung eines Goldstandards erfolgte zusätzlich eine CT-Untersuchung aller Präparate. Von 9 Schweinen wurden so insgesamt 248 Knochen untersucht. Nach Auswertung des Bildmaterials durch 2 Untersucher wurden die Ergebnisse der Sonographie mit denen der Röntgenaufnahmen sowohl in Hinblick der Frakturdetektion, als auch der Erfassung von Frakturtyp und -stellung verglichen. Im Bezug auf die Detektion von Frakturen war das Röntgen dem Ultraschall leicht überlegen. Bei der Bestimmung von Frakturtyp und Dislokation waren jedoch beide Methoden einander ebenbürtig. Der Ultraschall erzielte besonders gute Ergebnisse bei der Detektion von Stufen und Impressionen, war dem Röntgen allerdings hinsichtlich der Spezifität des Nachweises von Stufen- und Knickbildung, sowie bei der Detektion von klaffenden Frakturspalten unterlegen. Die zum Teil schlechteren Ergebnisse der Ultraschalluntersuchung stehen im Dissens mit den Ergebnissen vorheriger Studien. Es ist zu vermuten, dass dieser Umstand durch spezifische Nachteile / Probleme des ex vivo Versuchsaufbaus (wie z.B. zersetzungs- und präparationsbedingter

Gaseinschlüsse) bedingt ist. Unter in vivo Bedingungen sind für diese Kategorien daher bessere Ergebnisse zu erwarten.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass die Osteosonographie bei der Diagnostik kindlicher Extremitätenfrakturen in Zukunft als Methode der ersten Wahl in Betracht gezogen werden kann. Bei Einführung in die Klinik müsste allerdings ein standardisiertes Verfahren zur genauen Dokumentation solcher Ultraschalluntersuchungen gefunden werden. Frakturtyp und Fragmentstellung lassen sich außerdem nur anhand des sogenannten Real-Time Untersuchungsverfahrens und bei Kenntnis der genauen Stellung des Schallkopfes sicher beschreiben. Wird eine exakte Dokumentation benötigt, z.B. im Rahmen einer geplanten operativen Frakturversorgung oder für Verlaufskontrollen eingegipster Frakturen, kann jedoch nicht auf Röntgenbilder verzichtet werden. Auch im Falle des sonographischen Nachweises einer komplexen Fraktur ist außerdem eine weiterführende Schnittbilddiagnostik mittels CT und MRT unerlässlich.

6 Literaturverzeichnis

Alzen, G., Duque-Reina, D., Urhahn, R., Solbach, G. (1992): Röntgenuntersuchungen bei Traumen im Kindesalter, klinisch und juristisch gesehen Überlegungen bei der Indikationsstellung. Dtsch Med Wochenschr, 363- 366, 10

Banal, F., Etchepare, F., Rouhier, B., Rosenberg, C., Foltz, V., Rozenberg, S., Koeger, A.C., Fautrel, B., Bourgeois, P. (2006): Ultrasound Ability In Early Diagnosis Of Stress Fracture Of Metatarsal Bone. Ann Rheum Dis, 977- 978, 65

Blab, E., Geißler, W., Rokitansky, A. (1999): Sonographic Management Of Infantile Clavicular Fractures. Pediatr Surg Int, 251-254, 15

Caffey, J., Silverman, F.N., Kuhn, J.P. (1993): Caffey's Pediatric X-ray Diagnosis, An Integrated Imagig Approach. 1785- 1813, 9. Auflage, Ullstein Medical,

Carlos Rodriguez-Merchan, E. (2005): Pediatric Skeletal Trauma, A Review And Historical Perspective. Clin Orthop Relat Res., 8- 13, 432

Fendel H., Stieve, F.E. (1981): Strahlenschutz in der Kinderradiologie. Hoffmann, Berlin

Fritz-Niggli H. (1997): Strahlengefährdung und Strahlenschutz, Ein Leitfaden für die Praxis. 4. überarbeitete Ausgabe, Huber Verlag, Bern

Grechening, W., Clement, H., Schatz, B., Klein, A., Grechening, M. (1997) a: Die sonographische Frakturdiagnostik- eine experimentelle Studie. Biomed Technik, 138-145, 42

Grechening, W., Clement, H.G., Schatz, B., Grechening, M. (1997) b: Stellenwert der Sonographie am Stütz- und Bewegungsapparat - unter Berücksichtigung von Strahlenbelastung und Kostenreduktion. Biomedizinische Technik, 132- 137, 42(5)

Hendrich, C., Finkewitz, U., Berner, W. (1995): Diagnostic Value Of Ultrasonography And Conventional Radiography For The Assesment Of Sternal Fractures. Injury: International Journal of the Care of the Injured, 601-604, 26(9)

Hübner, U., Schlicht, W., Outzen, S., Barthel, M., Halsband, H. (2000): Ultrasound In The Diagnosis Of Fractures In Children. British Editorial Society of Bone and Joint Surgery, 1170- 1173, 82B(8)

Jank, S., Emshoff, R., Etzelsdorfer, M., Strohl, H., Nicasi, A., Norer, B. (2004) a: Ultrasound Versus Computed Tomography In The Imaging Of Orbital Floor Fractures. J Oral Maxillofac Surg, 150- 154, 62

Jank, S., Emshoff, R., Etzelsdorfer, M., Strohl, H., Nicasi, A., Norer, B. (2004) b: Effectiveness Of Ultrasonography In Determining Medial And Lateral Orbital Wall Fractures With A Curved-Array Scanner. J Oral Maxillofac Surg, 451- 455, 62

Kara, M., Dikmen, E., Huseyin Erdal, H., Simsir, I. (2003): Disclosure Of Unnoticed Rib Fractures With The Use Of Ultrasonography In Minor Blunt Chest Trauma. European Journal of Cardio-thoracic Surgery, 608-613, 24

Katz, R., Landmann, J., Dublitzky, F., Bar-Ziv, J. (1988): Fracture Of The Clavicle In Newborn. An Ultrasound Diagnosis. J Ultrasound Med, 21- 23, 7

von Laer, L. (2001): Frakturen und Luxationen im Wachstumsalter. 30- 58 und 213-246, 4. neu bearbeitete Auflage, Georg Thieme Verlag, New York

Lei Chen, M.D., Yunie Kim, B.S., Moore C.L. (2007): Diagnosis And Guided Reduction Of Forearm Fractures In Children Using Bedside Ultrasound. Pediatric Emergency Care, 528- 531, 23(8)

Moritz, J.D., Berthold, L.D., Soenkensen, S.F., Alzen, G.F. (2008): Ultrasound In Diagnosis Of Fractures In Children, Unnecessary Harassment Or Useful Addition To X-ray?. Ultraschall in Med, 267- 274, 29

Müller, M. et al. (2008/09): Chirurgie für Studium und Praxis. 329, 9. Auflage, Medizinische Verlags- und Informationsdienste, Breisach

Munk, B., Bolvig, L., Kroner, K., Christiansen T., Borris, L., Boe, S. (2000): Ultrasound For Diagnosis Of Scaphoid Fractures. Journal of Hand Surgery (British and European Volume), 369- 371, 25(4),

Pistor, G., Graffstädt, H. (2003): Sonographische Beurteilung von supracondylären Humerusfrakturen, Retrospektive und prospektive Untersuchung bei Kindern. Ultraschall in Med, 331- 339, 24

Rathfelder, F.J., Paar, O. (1995): Einsatzmöglichkeiten der Sonographie als diagnostisches Verfahren bei Frakturen im Wachstumsalter. Unfallchirurg, 645-649, 98

Reiser, M., Kuhn, F.P., Debus, J. (2004): Duale Reihe Radiologie. 60- 61, Thieme Verlag, Stuttgart

Senall, J. A., Failla, J. M., Bouffard, A., van Holsbeeck, M. (2004): Ultrasound For The Early Diagnosis Of Clinically Suspected Scaphoid Fracture. The Journal of Hand Surgery, 400- 405, 29A(3)

Williamson, D., Watura, R., Cobby, M. (2000): Ultrasound Imaging Of Forearm Fractures In Children: A Viable Alternative?. Emer. Med. J., 22- 24, 17

7 Abbildungsverzeichnis

	Seite
Abb. 1: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre	4
Abb. 2: Klassifikation der Epiphysenverletzungen nach Salter/Harris und Aitken	13
Abb. 3: Versuchsaufbau	17
Abb. 4: Dislozierte Schrägfraktur des Humerus	28
Abb. 5: Komplette Querfraktur des Radius und der Ulnar	29
Abb. 6: Dislozierte Schrägfraktur des Femur	30
Abb. 7: Trümmerfrakturen der Metacarpalknochen II und III	31
Abb. 8: Spiralfaktur des Femur	32
Abb. 9: Stufenschema zur Diagnostik kindlicher Frakturen mittels Sonographie und Röntgen in der Klinik	43

8 Tabellenverzeichnis

	Seite
Tabelle 1: Frakturdiagnostik Sensitivität und Spezifität (Absolutergebnisse)	23
Tabelle 2: Frakturtyp	23
Tabelle 3: Dislokation	24
Tabelle 4: Dislokation Sensitivität	24
Tabelle 5: Dislokation Stufe Sensitivität und Spezifität	25
Tabelle 6: Dislokation Knickbildung Sensitivität und Spezifität	25
Tabelle 7: Dislokation Impression Sensitivität und Spezifität	26
Tabelle 8: Dislokation Klaffender Frakturspalt Sensitivität und Spezifität	26
Tabelle 9: Statistische Analyse der einzelnen Untersuchungen und Fragestellungen	27

9 Danksagung

Als erstes möchte ich mich herzlich bei meinem Doktorvater, Herrn PD Dr. med. H. Bolte, bedanken, der sich bereit erklärte mich, als Doktoranden zu betreuen.

Des Weiteren bedanke ich mich ganz besonders bei Herrn Dr. med. J.D. Moritz. Er stand mir zu jeder Zeit hilfreich zur Seite und hat mit der Befundung der Präparate großen Anteil an der Erstellung der Arbeit. Ich konnte bei ihm Vieles in Bezug auf wissenschaftliches Arbeiten und radiologische Diagnostik lernen. Das von ihm vermittelte Wissen wird mich auch in meiner beruflichen Zukunft begleiten.

Außerdem möchte ich mich bei Herrn Dr. med. Sehr bedanken, der sich kurzfristig für diese Arbeit als Zweitbefunder zur Verfügung stellte.

Ein besonderes Dankeschön gilt auch Frau Dipl. Phys. Beata Hoffmann. Sie hat mir mit ihrem Engagement und ihrer stets positiven Einstellung über manchen kritischen Punkt bei der Erstellung dieser Arbeit hinweg geholfen. Sowohl an der Präparation als auch der Erzeugung der Bilder war sie maßgeblich beteiligt. Zudem hatte sie jederzeit ein offenes Ohr für Probleme in Bezug auf die und abseits der Arbeit.

Weiterer Dank gilt Frau Amke Caliebe aus dem Institut für medizinische Informatik und Statistik, UK S-H Campus Kiel, die die statistisch Auswertung der Ergebnisse erarbeitete und mir diese freundlicherweise für Präsentation und Diskussion zur Verfügung stellte. Bedanken möchte ich mich zudem bei den Mitarbeitern der Orthopädietechnik in Kiel und den Mitarbeitern des Versuchsguts der Christian-Albrechts-Universität Kiel in Achterwehr.

Zum Schluss möchte ich mich noch ganz besonders bei meinen Eltern bedanken. Ohne deren Motivation, Interesse und finanzielle Unterstützung wäre ich nicht in der Lage gewesen, sowohl mein Studium als auch die Dissertation in dieser Form zu gestalten: *Vielen lieben Dank Mama und Papa!*

10 Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Stefan Heinrich Peter Meuser
Geburtsdatum: 19.11.1981
Geburtsort: Krefeld

Schulbildung:

1988- 1992 St. Martini Grundschule Geldern
1992- 2001 Lise-Meitner-Gymnasium Geldern
2001 Abitur am Lise-Meitner-Gymnasium Geldern,
Note: 2,1

Zivildienst:

09/2001- 06/2002 Pflegedienst in der LVA Westfalen auf Norderney

Medizinstudium:

10/2002- 07/2009 Medizinstudium an der
Christian-Albrechts-Universität zu Kiel
08/2004 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung, Note: 3,0
05/2009 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung, Note: 2,5

Praktisches Jahr:

02/2008- 02/2009 Chirurgie: Taranaki Base Hospital/ New Plymouth/
Neuseeland
Pädiatrie: Universitätskinderklinik Kiel
Innere Medizin: Städtisches Krankenhaus Kiel

Famulaturen:

02-03/2006	Chirurgie: Department of General Surgery des Whangarei Hospital in Whangarei/ Neuseeland
08-09/2006	Innere Medizin: Kardiologische Station des Städtischen Krankenhaus Kiel
09-10/2006	Anästhesie: Anästhesieabteilung der Parkklinik Kiel
09-10/2007	Allgemeinmedizin: Praxis für Allgemeinmedizin, Dallman, Issum

Promotion:

seit 02/2007	experimentelle Arbeit zum Thema "Experimentelle Untersuchungen zur sonographischen Frakturdiagnostik im Kindesalter", Klinik für diagnostische Radiologie des UKSH, Campus Kiel, Doktorvater PD Dr. med. Bolte, Betreuer Dr. med. Moritz, geplanter Abschluss August 2009
--------------	---

Publikationen:

Moritz, J. D., Hoffmann, B., Meuser, S., Heller, M. (2008): Experimentelle Untersuchungen zur sonographischen Frakturdiagnostik im Kindesalter. RöFo- Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, Heft S1, Jahrgang 180, Thieme, Stuttgart

Moritz, J. D., Hoffmann, B., Sehr, D., Meuser, S., Heller, M. (2009): Sonographische Frakturdiagnostik bei Kindern, eine experimentelle Studie. RöFo- Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, Heft 03, Jahrgang 181, Thieme, Stuttgart

Kiel, August 2009