

**Diplomarbeit**

**Wertigkeit der Multidetektor Computertomographie  
versus konventionelles Röntgen bei der  
Diagnostik von horizontalen Schädelkalottenfrakturen**

eingereicht von

**Paul Diechler**  
0210617

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der gesamten Heilkunde**  
(Dr. med. univ.)

an der

**Medizinischen Universität Graz**

ausgeführt an der

**Univ.- Klinik für Radiologie**

Vorstand: Univ. Prof. Dr. med. Richard Fotter

**Univ.-Klinik für Unfallchirurgie**

Vorstand: Univ. Prof. Dr. med. Wolfgang Seggl

unter der Anleitung von

**ao. Univ. Prof. Dr. med. Gottfried Schaffler**

Klinische Abteilung für allgemeine radiologische Diagnostik

**ao. Univ. Prof. Mag. phil. Dr. med. Franz Josef Seibert**

Universitätsklinik für Unfallchirurgie

Graz, am 3. Juni 2009

***Eidesstattliche Erklärung:***

*Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.*

*Graz, am 3. Juni 2009*

*Unterschrift:*

# Zusammenfassung

Die vorliegende Studie stellt einen Vergleich zwischen konventionellem Röntgen versus Multidetektor Computertomographie (MDCT) bei der Diagnostik von horizontalen Frakturen der Schädelkalotte an. Die Literatur aus den Anfängen der Computertomographie (CT) weist auf eine suboptimale Beurteilbarkeit von horizontal verlaufenden Frakturen der Schädelkalotte mittels konventioneller CT hin, die durch die damals verwendete Technik der CT Geräte zu begründen ist. Die heute verwendeten Volumen-CTs mit Multidetektor Technologie weisen diese Nachteile nicht auf und lassen somit eine neuerliche Untersuchung dieser Thematik sinnvoll erscheinen. Die vorliegende Arbeit untersucht ein Kollektiv von 29 PatientInnen mit einem Mindestalter von 18 Jahren, welche mit der Diagnose Polytrauma im Schockraum aufgenommen wurden und eine horizontale Kalottenfraktur bzw. eine horizontale Komponente einer Kalottenfraktur aufweisen. Das Ergebnis dieser Untersuchung zeigt, dass die MDCT dem konventionellen Röntgen überlegen ist. In vier Fällen konnten die horizontalen Frakturen der Schädelkalotte ausschließlich mittels der MDCT detektiert werden, nicht jedoch mittels konventionellem Röntgen. Dies beruht darauf, dass der MDCT durch die Möglichkeit des Inkrements (überlappende Schichtaufnahmen), der Darstellung in dem für die zu untersuchende Struktur speziellen Kernel, Fenstertechnik und die Möglichkeit der dreidimensionalen Rekonstruktion der axialen Rohdaten, eine lückenlose Darstellung der Schädelkalotte gelingt. Trotz der eingeschränkten Fallzahl und der retrospektiven Auswertung der Daten spricht das Ergebnis für eine Überlegenheit der MDCT versus konventionelles Röntgen beim Nachweis von horizontalen Frakturen der Schädelkalotte.

## **Abstract**

The current study compares plain x-ray radiograph with multidetector computed tomography (MDCT) regarding the detection of linear horizontal fractures of the calvaria. The literature of the beginnings of computed tomography (CT) shows a suboptimal assessability of horizontal coursed fractures of the calvaria by conventional CT, caused by the technology at the beginning of the CT . Modern volume-CT with multidetector technology does not feature these disadvantages and allows a new investigation of this subject. The current study investigates 29 patients at a minimum age of 18 years with the diagnosis multiple trauma and a horizontal linear fracture of the calvaria or a horizontal element of a skull fracture found in the emergency room. The results show that MDCT was superior to plain x-ray in four cases, where horizontal fractures of the skull were only detected in the bone kernel reconstruction of MDCT but not in the plain x-ray. This is based on the fact that MDCT allows a complete delineation of skull fractures by using modern techniques like increment technique (overlapping layers), displaying the skull in the bone kernel, correct window setting and the possibility of three-dimensional reconstruction of axial CT-data set. Despite the limited number of cases and the retrospective analysis of the data, MDCT shows a improved detection of horizontal skull fractures compared to plain x-ray.

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	10
1.1	Physikalische und biologische Grundlagen der Strahlung.....	10
1.1.1	Strahlungsarten.....	10
1.1.1.1	Teilchenstrahlung (Korpuskularstrahlung).....	10
1.1.1.2	Wellenstrahlung (elektromagnetische Strahlung).....	11
1.1.2	Röntgenstrahlen und ihre Erzeugung.....	11
1.1.3	Messung von Strahlung .....	13
1.1.3.1	Dosimetrische Messgrößen .....	13
1.1.4	Strahlungsbelastung .....	13
1.1.4.1	Strahlungsauswirkungen auf menschliche Zellen .....	14
1.1.4.2	Strahlenabsorption der einzelnen Organsysteme .....	14
1.2	Radiologische Verfahren .....	15
1.2.1	Konventionelle Röntgenuntersuchung .....	15
1.2.1.1	Bildentstehung .....	15
1.2.1.2	Allgemeine Bildinterpretation .....	16
1.2.1.3	Indikation für das konventionelle Röntgen .....	16
1.2.2	Computertomographie (CT) .....	17
1.2.2.1	Grundlagen und Geschichte .....	17
1.2.2.2	Konventionelle CT vs. Spiral (Helical) CT .....	18
1.2.2.3	Inkrement.....	19
1.2.3	Bildrekonstruktion aus Daten des Spiral-CT .....	20
1.2.3.1	Planare Schnittverfahren.....	20
1.2.3.1.1	Axiale Rekonstruktion .....	20
1.2.3.1.2	Multiplanar Reconstruction (MPR) .....	21
1.2.3.1.3	Curved multiplanar reconstruction (CPR) .....	21
1.2.3.2	Volumetrische Rekonstruktionsverfahren.....	21
1.2.3.3	Volumen Rendering Technique (VRT) .....	22
1.2.3.4	Prinzip des Surface Rendering .....	22
1.2.3.4.1	Shaded Surface Display (SSD).....	23
1.2.3.4.2	Maximum Intensity Projection (MIP) .....	24
1.2.3.4.3	Minimum Intensity Projection (MinIP).....	24
1.2.3.4.4	Volume of Interest.....	24

1.2.4	Andere nicht invasive diagnostische Möglichkeiten .....	25
1.2.4.1	Sonographie.....	25
1.2.4.2	Magnetresonanztomographie (MRT) .....	26
1.3	Allgemeine Traumatologie.....	28
1.3.1	Frakturformen.....	28
1.3.1.1	Inkomplette Frakturformen .....	28
1.3.1.2	Komplette Frakturformen .....	29
1.3.1.3	Fraktur-Sonderformen.....	29
1.3.2	Radiologische Diagnostik .....	29
1.4	Spezielle Schädeltraumatologie .....	30
1.4.1	Frakturformen.....	30
1.4.1.1	Einfache (lineare) Schädelkalottenfraktur .....	30
1.4.1.2	Komplexe Schädelkalottenfraktur .....	31
1.4.2	Bildgebende Diagnostik bei Schädelkalottenfrakturen .....	32
1.5	Der Schockraumalgorithmus .....	33
1.5.1	Diagnostik und Sofortmaßnahmen im Schockraum .....	34
1.5.2	Operationen im Schockraum.....	36
2	Material und Methoden.....	38
2.1	Ablauf und Design der Studie.....	38
2.1.1	Konventionelle Röntgenuntersuchung .....	38
2.1.2	MDCT-Untersuchung .....	39
2.1.3	Untersuchung der Bilder auf Horizontalfrakturen .....	39
3	Ergebnisse .....	40
3.1	Ergebnisse der visuellen Auswertungen .....	40
4	Diskussion .....	44
5	Literaturverzeichnis .....	48

# Glossar und Abkürzungen

a.p. Strahlengang:	von anterior nach posterior verlaufender Strahlengang
ATLS:	Advanced trauma life support
bds:	beidseits
BWK:	Brustwirbelkörper
cCT:	Schädel-CT (craniales CT)
CPR:	Curved multiplanar reconstruction
CT:	Computertomographie
DCS:	damage control surgery
DNA:	Desoxyribonucleinsäure
DoB:	Geburtsdatum (Date of Birth)
EDH:	Epiduralhämatom
FAST:	focussed assesment with sonography of trauma
Fr.:	Fraktur
GCS:	Glasgow Coma Scale
Gy:	Gray (Einheit der Energiedosis)
keV, MeV:	Kilo- und Megaelektronenvolt
li:	links
m:	männlich
mAs:	Milliamperesekunden
MinIP:	Minimum intensity projection
MIP:	Maximum intensity projection
MPR:	Multiplanar reformatting
MR:	Magnetresonanz (auch Kernspintomographie)
MRT:	Magnetresonanztomographie (= MR)
re:	rechts
SAB:	Subarachnoidalblutung
SDH:	Subduralhämatom
SHT:	Schädel-Hirn-Trauma
SI-Einheit:	Internationales Einheitensystem (SI: Système international d'unités)
SSD:	Shaded surface display
Sut.:	Sutura, Sutur;
Sv:	Sievert (Einheit der Äquivalentsdosis)
VOI:	Volume of interest
VRT:	Volume rendering technique
w:	weiblich

# Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Die wichtigsten Korpuskeln und ihre Eigenschaften .....	10
Tab. 2: Absorptionsmenge MDCT vs. konventionelles Röntgen.....	15
Tab. 3: Meilensteine in der Entwicklung der CT-Diagnostik.....	17
Tab. 4: Vorteile der Spiral-CT gegenüber der konv. CT .....	19
Tab. 5: Am häufigsten verwendete SSD Algorithmen.....	23
Tab. 6: Unterschiedliche Verfahren der Sonographie .....	26
Tab. 7: Inkomplette Frakturformen .....	28
Tab. 8: Indikationen zur Schockraumalarmierung .....	34
Tab. 9: ABCDE-Konzept des ATLS .....	35
Tab. 10: CT-Indikationen im Schockraummanagement.....	36
Tab. 11: Untersuchungsparameter des Polytrauma-cCT .....	39
Tab. 12: Ergebnistabelle inkl. Länge der Horizontalfraktur .....	41
Tab. 13: Lokalisation der Horizontalfraktur .....	42
Tab. 14: Im CT diagnostizierte Begleitverletzungen .....	43

# Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Eigenschaften der elektromagnetischen Welle .....	11
Abb. 2: Schematische Darstellung einer Röntgenröhre .....	12
Abb. 3: (A) Schichtung der konv. CT; (B) Spiralförmige Bahn der Spiral CT.. .....	18
Abb. 4: Fraktуреinteilung .....	29
Abb. 5: Impressionsfraktur des Os frontale - CT .....	30
Abb. 6: Lineare Kalottenfraktur .....	31
Abb. 7: Trümmerfraktur rechts parietal, SAB, SDH, Weichteilhämatom; .....	32

# 1 Einleitung

## 1.1 Physikalische und biologische Grundlagen der Strahlung

### 1.1.1 Strahlungsarten

Unter Strahlung kann jede Form von freier Energieausbreitung (Teilchen oder Wellen) im Raum verstanden werden. Es gibt zwei unterschiedliche Arten von Strahlung, zum einen die Teilchenstrahlung (Korpuskularstrahlung) und zum anderen die Wellenstrahlung (elektromagnetische Strahlung). Der Hauptunterschied zwischen diesen beiden Strahlungen besteht in der Ladung der Teilchen (Korpuskeln). Die Korpuskeln können geladen oder ungeladen sein. Wellenstrahlung ist ungeladen. Die Energie der Strahlung wird in Joule (J) gemessen. 1 Joule ist die Energie, die aufgewendet werden muss, um eine Masse von 100 g um 1 Meter anzuheben. Elektronenvolt (eV) hingegen ist die Einheit, in der die von der Strahlung transportierte Energie gemessen wird [1].

#### 1.1.1.1 Teilchenstrahlung (Korpuskularstrahlung)

Die einzelnen Bestandteile der Teilchenstrahlung, die auch Korpuskeln genannt werden, haben eine Ruhemasse und können eine Ladung tragen [1].

**Tab. 1: Die wichtigsten Korpuskeln und ihre Eigenschaften**  
(aus Reiser M, Kuhn F-P & Debus J; 2003)

Korpuskel	Ladung	Masse (im Vergleich zum Elektron)
Elektron	-1	1
Positron	+1	1
Proton	+1	1836
Neutron	0	1839
$\alpha$ -Teilchen (Heliumkern)	+2	7294

### 1.1.1.2 Wellenstrahlung (elektromagnetische Strahlung)

Elektromagnetische Strahlung entsteht durch die Schwingung zweier Felder, einem magnetischen und einem elektrischen Feld. Diese Felder schwingen senkrecht zueinander und senkrecht zur Ausbreitungsrichtung. Beide Felder, das magnetische und das elektrische Feld, sind periodisch veränderlich.

Photonen, die Teilchen der elektromagnetischen Welle, tragen nur die Energie der Strahlung. Sie besitzen keine Masse und keine Ladung.

Die Eigenschaften der Welle werden durch ihre Wellenlänge, ihre Frequenz und ihre Amplitude beschrieben. Die Wellenlänge  $\lambda$  beschreibt den Abstand zwischen zwei aufeinanderfolgenden Wellenbergen. Die Frequenz  $f$  gibt die Anzahl der Schwingungen pro Zeiteinheit an. Verwendet wird dafür die Einheit Hertz (Hz), sie zählt die Schwingungen pro Sekunde. Die Amplitude  $A$  bezeichnet den maximalen Abstand der Welle von der Nulllinie. Die Intensität wird hiermit bestimmt [1,2].

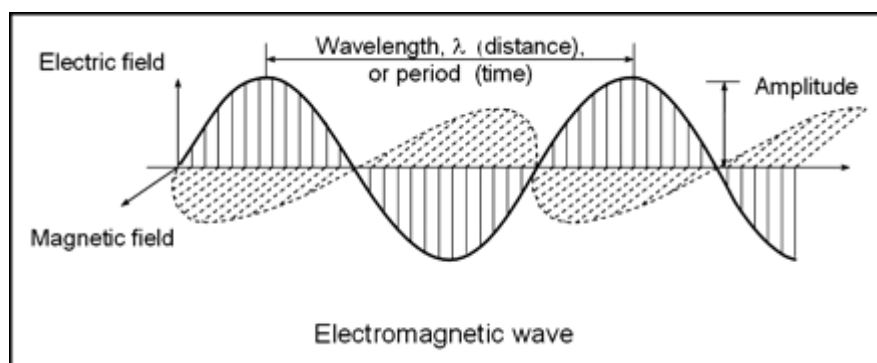


Abb. 1: Eigenschaften der elektromagnetischen Welle (Seibert JA., 2004)

### 1.1.2 Röntgenstrahlen und ihre Erzeugung

Da die hier gegenübergestellten radiologischen diagnostischen Verfahren beide auf der Verwendung von Röntgenstrahlen basieren, sollen die Erzeugung und die Eigenschaften dieser hier kurz erläutert werden.

Zur Erzeugung von Röntgenstrahlen sind eine Röntgenröhre und ein Röntgengenerator unabkömmlich. Die Röntgenröhre stellt die einzelnen

Komponenten, welche zur Erzeugung von Röntgenstrahlen benötigt werden, zur Verfügung und der Generator ist für die dafür benötigte Energie verantwortlich. In der Röntgenröhre befindet sich ein Glaszylinder, welcher zwei Elektroden, eine Anode (positive Ladung) und eine Kathode (negative Ladung), beinhaltet. Die Kathode wird durch das Zuführen von Wärmeenergie zum Glühen gebracht, wodurch Hüllenelektronen vom Atom getrennt werden. Diese negativ geladenen Elektronen werden von der positiv geladenen Anode angezogen und durch eine zwischen Anode und Kathode angelegte Spannung beschleunigt.

Diese Elektronen werden mittels Wehnelt-Zylinder fokussiert, um im Brennfleck B der Anode aufzutreffen. Bei diesem Aufprall geben die Elektronen ca. 1% ihrer Energie in Form von Röntgenbremsstrahlung ab, der Rest geht in Form von Wärmeenergie verloren. Der zweite Teil, der zur Erzeugung der Strahlung notwendig ist, ist die sogenannte charakteristische Strahlung, welche durch die unterschiedliche Anregung der Atome in der Anode entsteht. Das heißt, dass die Qualität der Strahlung von dem Material, der Anode und von der in der Röntgenröhre angelegten Spannung abhängig ist. Man unterscheidet weiche Strahlung ( $< 100\text{keV}$ ), harte Strahlung ( $100\text{keV} - 1\text{MeV}$ ) und ultraharte Strahlung ( $> 1\text{MeV}$ ). Weiche Strahlung wird in der Praxis vom menschlichen Gewebe stärker absorbiert. Deshalb wird im klinischen Alltag auf eine Aufhärtung der Strahlung durch Aluminium- oder Kupferfilter am Strahlenaustrittsfenster abgezielt [1,2].

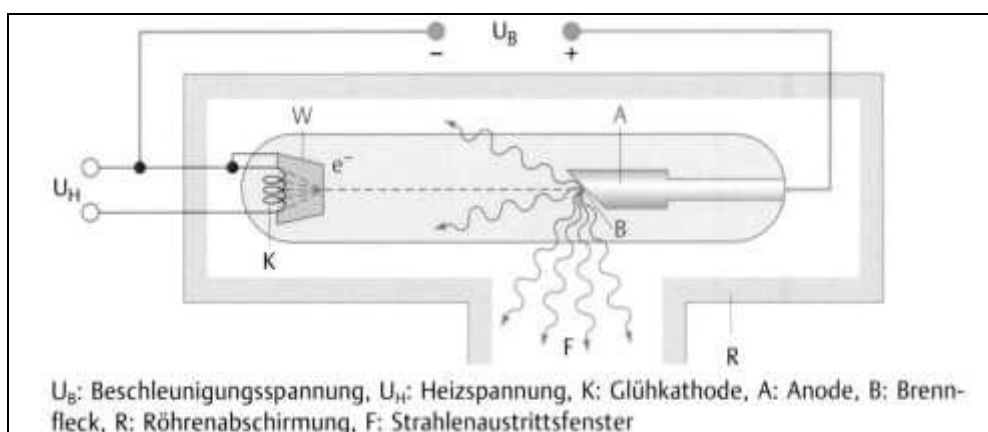


Abb. 2: Schematische Darstellung einer Röntgenröhre (Reiser M., Kuhn FP., Debus J.; 2003)

### **1.1.3 Messung von Strahlung**

#### **1.1.3.1 Dosimetrische Messgrößen**

Um die Wirkung der Strahlung auf Materie oder biologische Systeme messen zu können, wurde ein Einheitsmaß für die absorbierte Menge festgelegt. Als Maß wird die Energiedosis (D) herangezogen, welche die exakte Strahlungsmenge, die bei Bestrahlung bestimmter Gewebe absorbiert wird, beschreibt. Definiert wird die Energiedosis als der Quotient aus der in einem Volumen absorbierten Energie (E) und der Masse dieses Volumens.

Die SI-Einheit für die Energiedosis ist das Gray (Gy). 1 Gy beschreibt 1 Joule pro kg. Für Röntgenstrahlung ist ein Gy ident mit Sievert (Sv), welches als Dosisgröße für den praktischen Gebrauch verwendet und als Äquivalentdosis gebraucht wird [1,3].

Eine weitere Einheit für die Angabe der Strahlenmenge sind die mAs. Sie ergeben sich aus der Stromstärke (mA) die die Röntgenröhre zur Strahlenemission benötigt mal der Schaltzeit (s). Strukturen oder Organe mit hoher Eigenbewegung benötigen beispielsweise schnelle Schaltzeiten und eine hohe Spannung, da zu niedrige mAs Werte zu Unterbelichtung und zu hohe mAs-Werte zu Überbelichtung führen würden. Unterbelichtung würde eine zu helle Aufnahme bedeuten.

Die in der Röntgenröhre angelegte Spannung wird in Kilovolt (kV) angegeben. Eine hohe Spannung bedeutet eine hohe Gewebedurchdringungsfähigkeit der Strahlung. Ist diese zu hoch eingestellt, bedeutet das ein zu kontrastarmes Bild.

### **1.1.4 Strahlungsbelastung**

Seit mehr als einem Jahrhundert wird ionisierende Strahlung zu diagnostischen Zwecken in der Medizin verwendet. Der Benefit für die Bevölkerung ist enorm, da die Diagnostik immer schneller und exakter wurde. Allerdings ist mit der vermehrten Anwendung radiologischer Diagnostik auch die Exposition gegenüber ionisierender Strahlung gestiegen. In Deutschland zum Beispiel ist die jährliche Exposition gegenüber Strahlung von 1,6mSv im Jahre 1996 auf 1,8mSv im Jahre 2004 gestiegen, wobei das hauptsächlich auf Computertomographie-Untersuchungen

zurückzuführen ist [4,5]. Das Problem dieser Exposition ist die gesundheitsschädigende Wirkung, welche die ionisierende Strahlung auf biologisches Gewebe hat.

#### 1.1.4.1 Strahlungsauswirkungen auf menschliche Zellen

Ionisierende Strahlen wie Röntgenstrahlen sind in der Lage, die in der Atomhülle befindliche Bindungsenergie der Elektronen zu überbieten, und dadurch die Elektronen aus der Hülle zu schleudern und neu geladene Ionen zu produzieren [6]. In biologischem oder menschlichem Gewebe hat dieser Effekt die Bildung von Hydroxylradikalen aus Wassermolekülen zur Folge. Diese Radikale können Desoxyribonukleinsäure (DNA) Strangbrüche oder eine Zerstörung der DNA-Doppelhelix bewirken. Die Zerstörung der DNA kann grundsätzlich durch einzelne Reparaturvorgänge in der Zelle aufgehoben werden, allerdings ist die Zerstörung der Doppelhelix des DNA-Stranges nicht so einfach zu beheben [6]. Durch mangelhafte Reparaturen des DNA-Stranges können Punktmutationen, Chromosomentranslokationen und Genfusionen entstehen. Diese Veränderung können die Entstehung maligner Krankheiten zur Folge haben[4,5,6,].

#### 1.1.4.2 Strahlenabsorption der einzelnen Organsysteme

Verglichen mit dem konventionellen Röntgen ist die durchschnittliche Energiedosis bei einem Schädel CT um das bis zu 90 fache höher. Das Multidetektor-Computertomogramm eines Schädels hat im Durchschnitt eine mittlere Energiedosis zwischen 2,6 und 2,8 mSv, was zur Absorptionsmenge anderer Körperregionen (siehe Tab. 2) vergleichsweise niedrig ist [5,7,8,9]. Auf der anderen Seite entfallen 36% der in einem Jahr durchgeführten CT-Untersuchungen auf Schädel-CTs [8].

**Tab. 2: Absorptionsmenge verschiedener Körperregionen bei MDCT-Untersuchungen vs. konventionelles Röntgen**

<b>Körperregion</b>	<b>Mittlere Energiedosis MDCT*</b>	<b>Mittlere Energiedosis Konv. Röntgen*</b>
Thorax	4,8 – 6,9 mSv	ap 0,01 mSv lateral 0,15 mSv
Abdomen	8,3 – 10,9 mSv	0,25 mSv
Gehirn	2,6 – 2,8 mSv	0,11 mSv
*Daten für MDCT aus Brix G. et al 2008		
*Daten für konv. Röntgen aus Brenner DJ. Et al 2007 und aus Tasker RC 2005		

## 1.2 Radiologische Verfahren

Da diese Diplomarbeit einen Vergleich zwischen der konventionellen Röntgenuntersuchung und der Computertomographie anstellt, möchte ich auf diese zwei Verfahren genauer eingehen. Die restlichen bildgebenden diagnostischen Verfahren sollten nur kurz erwähnt werden, um den Rahmen dieser Diplomarbeit nicht zu sprengen.

### 1.2.1 Konventionelle Röntgenuntersuchung

#### 1.2.1.1 Bildentstehung

Durch Absorption und Streuung im menschlichen Gewebe findet eine Schwächung der Röntgenstrahlen statt. Ist die Photonenenergie hoch, wird der Großteil der Strahlung gestreut, bei niedriger Photonenenergie überwiegt die Absorption. Schwächung ist außerdem von der Dicke, Dichte und Ordnungszahl des durchstrahlten Materials, sowie von der Härte der Strahlung abhängig. Der niederenergetische Teil der Strahlung, der nicht bildwirksam ist, wird durch Filter entfernt, was zusätzlich zu einer erhöhten Bildqualität beiträgt und auch die absorbierte Strahlendosis vermindert. Die unterschiedlichen Strahlungsintensitäten,

welche aus dem Körper wieder austreten, bilden das Strahlungsrelief. Aneinanderliegende Punkte unterschiedlicher Dosis bilden den Strahlenkontrast, was auf dem Röntgenfilm eine unterschiedliche Schwärzung bewirkt [1].

### 1.2.1.2 Allgemeine Bildinterpretation

Strukturen mit höherer Dichte wie etwa Knochen haben eine hohe Strahlenabsorptionsrate und resultieren am Röntgenbild als Verschattung, als heller Bezirk. Im Gegenteil dazu haben Gewebe mit geringerer Dichte (z.B. Lunge) eine niedrige Strahlenabsorption. Daraus resultiert, dass es auf der Röntgenfilm-Folien-Kombination durch die hohe Strahlenemission zu einer ausgeprägten Silberreduktion kommt und dadurch ein dunkles Bild entsteht. Man spricht von einer Aufhellung. Es ergibt sich am Röntgenbild somit ein umgekehrtes Bild (Negativbild).

### 1.2.1.3 Indikation für das konventionelle Röntgen

Verglichen mit anderen radiologischen Diagnostikmethoden hat das konventionelle Röntgen eine deutlich niedrigere Strahlungsbelastung und ist am einfachsten und schnellsten durchzuführen, daher wird es in der Akutdiagnostik am häufigsten verwendet [4,8,9,10]. Die Traumatologie ist ihr Haupteinsatzort, wo sie durch Abbildungen des Stütz- und Bewegungsapparates zur Fraktursuche und Stellungskontrolle verwendet wird. Zur Diagnose von begleitenden Weichteilverletzungen kann auf eine weiterführende Diagnostik wie etwa Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) zurückgegriffen werden. Weiters kann das Röntgen zur Abklärung des akuten Abdomens verwendet werden. Bei Erkrankungen des Herz-Kreislauf-Systems oder der Atemwege ist das Thoraxröntgen in zwei Ebenen (ap und seitlicher Strahlengang) die erste bildgebende Untersuchungsmodalität. Pathologische und traumatische Veränderungen des Lungenparenchyms, der Pleura, des knöchernen Brustkorbes, der Wirbel oder des Mediastinums sind diagnostizierbar.

## 1.2.2 Computertomographie (CT)

### 1.2.2.1 Grundlagen und Geschichte

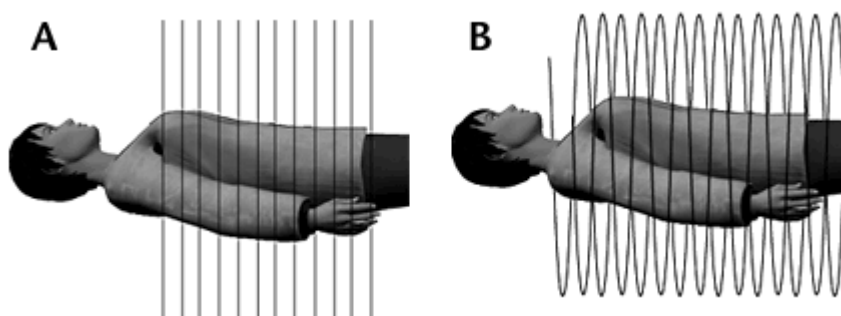
Im Jahre 1968 wurde mit der Entwicklung der Computertomographie durch Cormack und Hounsfield ein Meilenstein in der radiologischen Diagnostik gelegt. 1971 wurden die ersten Schichten mit Aufnahmezeiten von bis zu 5 Minuten aufgenommen [1,11]. Im Grunde unterscheidet sich die Bildentstehung der CT nur wenig von der konventionellen Röntgentechnik, da auch hier das Prinzip von Streuung und Schwächung der Röntgenstrahlen gilt. Der größte Unterschied ist, dass in der Computertomographie die Strahlen nicht wie bei dem Röntgen von einem stationären Strahler abgegeben werden, sondern diese von einer um das Objekt rotierenden Röntgenröhre emittiert werden. Weiters wird nicht wie beim Röntgen ein hinter dem durchstrahlten Objekt stationierter Film geschwärzt, sondern die Strahlen von einer Detektoren- oder Scannerreihe aufgefangen und in digitale Daten umgewandelt. Durch die aus jeder Richtung kommende gemessene Schwächung der Strahlen wird mit Hilfe mathematischer Berechnungen die Untersuchungsschicht an jedem einzelnen Punkt rekonstruiert. Den einzelnen Schwächungswerten wird dann der typische Dichtewert, der sogenannte Hounsfieldwert zugewiesen und somit in den einzelnen Graustufen am Schichtbild wiedergegeben [11]. Da die CT ein Schichtverfahren darstellt, entfällt die Überlagerung einzelner Strukturen, wie das bei einer konventionellen Röntgenaufnahme der Fall ist [12].

**Tab. 3: Meilensteine in der Entwicklung der CT-Diagnostik.**  
(aus Burkhardt M et al. 2003)

1971	Einführung craniales CT (1. Generation)
1974	Einführung Ganzkörper-Scan
1983	Multiplanare Reformationen
1984	Erste 3D-Darstellungen
1989	Spiral-CT
1995	Echtzeitrekonstruktionen (CT-Durchleuchtung)
2000	„multislice“ – Technologie

### 1.2.2.2 Konventionelle CT vs. Spiral (Helical) CT

Die konventionelle CT bedient sich im Gegensatz zur Spiral-CT eines Kabels zur Daten- und Stromübertragung. Durch die Verwicklung dieses Kabels, welche sich nach jeder 360° Rotation ergibt, ist ein Abbruch der Untersuchung notwendig. Durch diese ständige Abbremsung und Beschleunigung der Röntgenröhren – Detektoreinheit kommt es verglichen mit der Spiral-CT zu erheblichen Zeitverlusten. Weiters entsteht durch den Tischvorschub bei der konventionellen CT, der in den Pausen zwischen den Schichtaufnahmen erfolgt ein Datenverlust zwischen den aufgenommenen Schichten. Mit der Entwicklung der Schleifringtechnik, bei welcher die Strom- und Datenübertragung mittels Schleifringen kabellos erfolgt, wurde die konventionelle Computertomographie von der Spiral-CT abgelöst. Die Schleifringtechnik erlaubt im Gegensatz zur konventionellen Computertomographie eine beliebige Anzahl von 360° Rotationen der Röntgenröhre und der Detektoren um den/die PatientIn. Kombiniert mit einem Tischvorschub in der Körperlängsachse des PatientInnen ergibt sich eine spiralförmige Bahn bei der Spiral-CT (siehe Abb. 3) [12,13]. Diese Aufnahmetechnik ermöglicht nicht nur eine höhere Effektivität bezüglich der Aufnahmegeschwindigkeit sondern auch eine lückenlose Bilddatenakquirierung bzw. einen lückenlosen Volumendatensatz.



**Abb. 3: (A) Schichtung der konventionellen CT; (B) Spiralförmige Bahn der Spiral (Helical) CT.**

Aus National Cancer Institute, [www.cancer.gov](http://www.cancer.gov).

Die Vorteile der Spiral-CT gegenüber der konventionellen Computertomographie sind in Tab. 4 aufgelistet.

**Tab. 4: Vorteile der Spiral-CT gegenüber der konv. CT**  
(aus Reiser M, Kuhn FP & Debus J, 2003)

Kurze Untersuchungszeiten
Lückenlose Erfassung von Volumensdatensätzen in einer Atempause. Dadurch entstehen keine Zwischenräume durch die unterschiedliche Atemlage wie im Einzelschicht-CT.
Reduzierung von Partialvolumen durch Rekonstruktion überlappender Schichten
Möglichkeit zu 3D-Rekonstruktion, Möglichkeit zur Berechnung von koronaren, sagittalen, transversalen oder irregulären Schichtebenen
Bessere Ausnutzung des Kontrastmittelbolus für Mehrphasenuntersuchungen und CT-Angiographie

Weiters sollte der Begriff Fenster erklärt werden. Das menschliche Auge limitiert die Möglichkeit sämtliche Graustufen einer CT-Aufnahme zu erkennen, da es nur 20 Graustufen unterscheiden kann. Durch die Fenstertechnik wird es ermöglicht, nur diese Strukturen am Bild darzustellen, welche sich in einem vom Untersucher vorgegebenen Fenster (minimaler und maximaler Wert der Graustufe) befinden. Das heisst, es wird nicht der gesamte verfügbare Grauwertbereich, sondern nur ein begrenzter Ausschnitt am zu befundenen Bild dargestellt. Dichtewerte die oberhalb dieses Fensters liegen, werden weiß dargestellt und Dichtewerte die unterhalb dieses Fensters liegen werden schwarz dargestellt.

### 1.2.2.3 Inkrement

Ein weiterer Vorteil der Spiral-CT ist das Inkrement. Mithilfe einer geeigneten Einstellung des Inkrements ist es möglich, überlappende Schichten aufzunehmen. Mithilfe dieser Funktion ist für die Rekonstruktion eine höhere Bildqualität und dadurch eine lückenlose Erfassung des gesamten Datenvolumens zu erreichen.

### **1.2.3 Bildrekonstruktion aus Daten des Spiral-CT**

Grundsätzlich müssen planare Schnittverfahren (2D-Verfahren) von volumetrischen Verfahren (3D-Verfahren) unterschieden werden.

#### **1.2.3.1 Planare Schnittverfahren**

Bei planaren Schnittverfahren werden nur diejenigen Daten dargestellt, die auf einer Schnittebene liegen. Abhängig von der Lage der Schnittebene zur Körperachse unterscheidet man zwischen axialer Rekonstruktion, multiplanarer Rekonstruktion (MPR = Multiplanar Reformatting) und gekrümmter multiplanarer Rekonstruktion (CPR = Curved multiplanar reconstruction) [13].

##### **1.2.3.1.1 Axiale Rekonstruktion**

Bei der axialen Darstellungsebene handelt es sich um die klassische Darstellungsmethode von computertomographischen Schnittbildern. Es gelangen diejenigen Daten zur Darstellung, die sich auf der Normalebene zur Körperlängsachse befinden. Die Berechnung dreidimensionaler Daten ist Voraussetzung für die Darstellung in einer multiplanaren, gekrümmt multiplanaren oder einer dreidimensionalen Ebene. Diese kann nur durch die Berechnung von axialen Schnittebenen erreicht werden. Die lückenlose Aufnahme und die enge Kollimation der Spiral-CT ermöglicht eine exakte Überlagerung der hochauflösenden zweidimensionalen Aufnahmen, sodass die einzelnen Bildpunkte (Pixels) in Volumenelemente (Voxels) umgewandelt werden können. Dafür müssen die Aufnahmen in der aufeinanderfolgenden Reihenfolge gestapelt werden. Diese, in alle Richtungen gleich großen Volumenelemente (Voxel), erzeugen das artefaktfreie dreidimensionale Bild. Dadurch wird die Möglichkeit geschaffen, ganze Bildserien in einer realitätsnäheren Version auf einmal zu betrachten, außerdem werden auch räumliche Zusammenhänge deutlicher [13,14]. Ein Grundsatz der Bildrekonstruktion

ist, dass den einzelnen axial erfassten Bilder alle dieselben Parameter (Bsp.: Zoomfaktor, Field of view;) zu Grunde gelegt sind. [13,14].

#### 1.2.3.1.2 Multiplanar Reconstruction (MPR)

MPR ermöglicht die Darstellung verschiedener Strukturen in unterschiedlichen Ebenen unabhängig vom Winkel zur Körperlängsachse. Ohne zusätzliche Strahlenexposition errechnet die Software anhand eines Referenzbildes, welches die Schnittebene festlegt, eine sagittale, koronare, transversale, paraaxiale oder eine gekrümmte Ebene. Weiters kann das Signal-Rausch-Verhältnis bei Bildserien mit eng geführter Kollimation durch Berechnung dickerer Schichten optimiert werden.

#### 1.2.3.1.3 Curved multiplanar reconstruction (CPR)

Die gekrümmte multiplanare Rekonstruktion ermöglicht es, bestimmte anatomische Strukturen oder Eigenheiten, etwa einen Gefäß- oder Frakturverlauf darzustellen. Das Ergebnis ist untersucherabhängig, da die Krümmung manuell in den axialen Schnittbildern festgelegt wird [13,14,15]. Die Krümmung wird vom Untersucher selbst festgelegt, deshalb ist eine genaue Zeichnung auf den axialen Schnittbildern notwendig, um zu vermeiden, dass nicht vorhandene Läsionen fälschlicherweise am rekonstruierten Bild dargestellt werden [13].

#### 1.2.3.2 Volumetrische Rekonstruktionsverfahren

Das Verfahren der volumetrischen Rekonstruktion ermöglicht eine dreidimensionale Strukturdarstellung. Es werden nicht nur die Daten dargestellt, die auf einer Schnittebene liegen, sondern durch Rekonstruktionsalgorithmen wird die Möglichkeit geboten, einen räumlichen Eindruck zu erhalten und das Objekt digital aus verschiedenen Blickwinkeln zu betrachten. Diese Möglichkeit der Rekonstruktion ist

besonders für den Frakturverlauf in der Körperlängsachse interessant, da dieser am axialen Schnittbild nur im Querschnitt dargestellt wird und die Beurteilung der Beziehung des Frakturspaltes zur räumlichen Umgebung dadurch erschwert ist. Mit Hilfe der volumetrischen Verfahren und der somit möglichen dreidimensionalen Darstellung wird der Frakturverlauf besser verständlich gemacht.

Zwei Begriffe sollten hier noch erläutert werden: Grauwertvolumen und Binärvolumen. Das Grauwertvolumen ist das Volumen, das in den unterschiedlichen Dichtewerten (CT Werte, Hounsfield Units) ausgedrückt wird.

Das Binärvolumen ist jenes Volumen, das von dem Grauwertvolumen umgewandelt wird, und in den Werten 0 und 1 ausgedrückt wird.

### 1.2.3.3 Volumen Rendering Technique (VRT)

Bei der VRT werden den einzelnen anatomischen Körperstrukturen, die Workstation beruft sich auf die Dichtewerte (Hounsfield-Units), unterschiedliche Transparenz- und Helligkeitsgrade zugewiesen. Diese sogenannte Transferfunktion ermöglicht es, den ganzen Datensatz darzustellen und die gesamte Bildinformation zu erhalten. Diese Informationen werden direkt auf die Bildebene projiziert [14].

### 1.2.3.4 Prinzip des Surface Rendering

Im Gegensatz dazu wird bei der Surface Rendering Technik das Grauwertvolumen der einzelnen Objekte vor der Projektion in ein Binärvolumen umgewandelt. Zur Darstellung gelangen nur jene Daten, die zum Objekt gehören, alle anderen Informationen gehen verloren [13,16].

Drei wichtige Arbeitsschritte müssen unterschieden werden:

- Segmentation
- Viewing und Mapping
- Shading

Segmentation bedeutet, dass jene Elemente bestimmt werden müssen, die ein Objekt oder eine Objektoberfläche darstellen.

Unter Mapping wird die Umwandlung in eine geometrische Primitive (Binärvolumen) verstanden. Nach diesem Prozess erfolgt die Festlegung des Blickwinkels auf die Darstellung des Objekts (Viewing).

Um einen dreidimensionalen Effekt zu erhalten, wird das dargestellte Objekt mit einer fiktiven Lichtquelle beleuchtet. Das Berechnen der Schattierung wird Shading genannt.

#### 1.2.3.4.1 Shaded Surface Display (SSD)

Die Technik der SSD (sie wird häufig auch iso-surfacing oder feature-extraction genannt) ist ein Oberflächenrekonstruktionsverfahren, bei dem alle Voxel des gesamten Datenvolumens anhand eines Schwellenwertes für Dichtewerte selektiert werden. Durch das Festlegen des Schwellenwertes in Hounsfield-Einheiten werden die einzelnen Strukturen von ihrem Hintergrund getrennt. Dieser Vorgang wird als Segmentation bezeichnet. Das dadurch entstehende Bild wird von einer virtuellen Lichtquelle beleuchtet um eine dreidimensionale Darstellung zu erhalten. Zur Diagnostik in der klinischen Praxis wird sowohl eine hohe Bildqualität als auch eine schnelle Bildrekonstruktion verlangt [14].

**Tab. 5: Am häufigsten verwendete SSD Algorithmen (Aus Schöllnast H. 1998)**

Betonung auf Rekonstruktionsgeschwindigkeit
Betonung auf Bildqualität
Betonung auf flexible Bildbearbeitung

#### 1.2.3.4.2 Maximum Intensity Projection (MIP)

Bei diesem Darstellungsverfahren werden nur die Punkte mit der höchsten Signalintensität (Maximum Intensity) auf der Projektionsebene dargestellt. Die dreidimensionale Darstellung wird dadurch erreicht, dass mehrere MIPs aus verschiedenen Darstellungswinkeln zu einer Serie zusammengefasst werden. Es handelt sich bei der MIP um ein Volume Rendering Verfahren, da hier direkt mit den Grauwerten gearbeitet wird, und nicht wie bei der SSD der Grauwert des darzustellenden Objekts zuerst in eine binäre Sequenz umgewandelt wird [13,14].

#### 1.2.3.4.3 Minimum Intensity Projection (MinIP)

Das passende Gegenstück zur MIP ist die sogenannte MinIP, in der nur die signalschwächsten Voxel dargestellt werden. Dieser Technik bedient man sich hauptsächlich bei der Darstellung von Bronchien.

#### 1.2.3.4.4 Volume of Interest

Wichtig für diese beiden Verfahren ist der Begriff des Volume of Interest (VOI). Da bei der MIP mit Dichtemaximalwerten und bei der MinIP mit Dichteminimalwerten gearbeitet wird, würden bei beiden Verfahren neben den interessierenden Strukturen auch Strukturen mit ähnlichen Grauwertvolumen zur Darstellung kommen. Um das zu verhindern, müssen diese Strukturen vor Anwendung des MIP/MinIP-Algorithmus entfernt werden [13]. Dies würde vor allem auf Gefäße bei einer mit Kontrastmittel durchgeführten CT-Untersuchung zutreffen, wenn dieselben Aufnahmen zur Frakturdiagnostik verwendet werden, da der Knochen dem Kontrastmittel ähnliche Dichtigkeitswerte hat.

## 1.2.4 Andere nicht invasive diagnostische Möglichkeiten

Da es sich bei der vorliegenden Arbeit um einen Vergleich der konventionellen Röntgentechnik mit der Computertomographie handelt, sollen die weiteren radiologisch diagnostischen, nicht invasiven Möglichkeiten der Bildgebung nur kurz erläutert werden.

### 1.2.4.1 Sonographie

Zu den wichtigsten, primär durchgeführten Untersuchungsverfahren in der gesamten Medizin zählt ein weiteres Schnittbildverfahren, die Sonographie. Die Technik und Bilderzeugung der Sonographie beruht auf der Schwächung, der Brechung, der Reflexion und der Streuung von Ultraschallwellen<sup>1</sup>. Durch die Verwendung von Ultraschall ist diese Methode limitiert, da Knochen und Gas nicht penetriert werden können und somit Strukturen, welche hinter einem knöchernen Gebilde liegen, oder Strukturen, welche durch eine Gasüberlagerung verdeckt werden, nicht beurteilt werden können. Die Sonographie bietet neben zahlreichen Vorteilen auch Nachteile. Vorteile sind, dass dieses Verfahren kostengünstig, schnell durchzuführen und ubiquitär verfügbar ist. Weiters ist der/die PatientIn keiner Exposition von ionisierender Strahlung ausgesetzt. Der größte Nachteil ist, dass das Ergebnis stark von der Erfahrung des Untersuchers abhängt [17,18]. Die Haupteinsatzgebiete der Sonographie sind pränatale Diagnostik, Gefäß- und kardiale Diagnostik und abdominelle Organdiagnostik.

---

<sup>1</sup> Ultraschallwellen: Schallwellen die über der Frequenz von 20 kHz liegen, also über dem Hörbereich (16 – 20 kHz)

**Tab. 6: Unterschiedliche Verfahren der Sonographie (aus Reiser M, Kuhn FP & Debus J; 2003)**

A-Mode	Die Amplituden der Schallechos werden auf einer Zeitachse aufgezeichnet (=Amplitudenbild).
B-Mode	Ein Helligkeitsschnittbild wird dargestellt, indem den Schallechos unterschiedliche Grauwerte zugeordnet werden. Je stärker das Echo, desto heller der Wert in der Darstellung (=brightness mode).
M-Mode	A- und B-Mode werden kombiniert. Es können dynamische Prozesse dargestellt werden (motion mode). Dieses Verfahren findet vor allem in der Kardiologie seine Anwendung.
Doppler-Verfahren	Frequenzverschiebungen an bewegten Reflektoren werden anhand der Flussrichtung in unterschiedlichen Farben dargestellt. Hauptanwendungsgebiet ist die Gefäßdiagnostik.

#### 1.2.4.2 Magnetresonanztomographie (MRT)

Ein weiteres Schnittbildverfahren ist die Magnetresonanztomographie (Kernspintomographie). Dieses Verfahren benötigt zur Bilderzeugung keine ionisierende Strahlung. Sie bedient sich der Eigenschaft von geladenen Atomen im Körper, die ein magnetisches Dipolmoment besitzen, und der Erzeugung eines starken Magnetfeldes. Die im Körper am häufigsten vorkommenden Atome mit ungerader Nukleonenzahl sind die Wasserstoffprotonen ( $H^+$ ). Diese Wassermoleküle fungieren im menschlichen Körper als Magneten mit einem Eigendrehimpuls (Kernspin) in ungeordneter Richtung [1,17]. Durch das starke Magnetfeld, welches im MR erzeugt wird, richten sich diese Wassermoleküle parallel oder antiparallel entlang der Feldlinien aus. Direkt nach dieser Anregung kehren die Moleküle in ihre Ausgangslage zurück. Dieser Vorgang wird als Relaxation bezeichnet und durch die beiden Zeitkonstanten T1 und T2 beschrieben. Hierbei findet eine Energieabgabe in Form von elektromagnetischer Strahlung an die Umgebung statt, welche gemessen werden kann und mit Hilfe mathematischer Verfahren zur Bilderzeugung genutzt wird [1,17]. Unterschiedliche Relaxationszeiten und Eigenschaften verschiedener Gewebe können zur Erzeugung von MR-Schnittbildern mit differenzierten Schwerpunkten bezüglich der Diagnostik verwendet werden. Unterschieden werden T1 gewichtete von T2 gewichteten Bildern. Die T1-Zeit (longitudinale Relaxationszeit) beschreibt den Wiederaufbau des Gesamtmagnetisierungsvektors in Richtung des

Hauptmagnetfeldes. Die T2-Zeit (transversale Relaxationszeit) gibt die Zeit an, die die Atomkerne benötigen, um die Größe des Gesamtmagnetisierungsvektors in Richtung des Hauptmagnetfeldes abnehmen zu lassen. Die T1 Gewichtung erlaubt eine exaktere Unterscheidung zwischen den einzelnen anatomischen Strukturen, wohingegen die T2 gewichtete Sequenz einen höheren Kontrast zur Abgrenzung normal oder abnormal veränderten Gewebes innerhalb einer Struktur aufweist [17].

Ihre Hauptanwendung findet die MRT in der Beurteilung von Gehirn und des Myelons, da es das Verfahren mit dem höchsten Weichteilkontrast ist. Einzige Ausnahme ist die akute intrakranielle Blutung. Der Goldstandard hierfür ist die Computertomographie [19,20,21].

Durch die Erzeugung des Magnetfeldes in und um das MRT ergeben alle potenziell beweglichen und magnetisierbaren Metallteile im Körper des/der PatientIn (z.B. implantierte Aneurysmaclips) eine Kontraindikation für die Untersuchung, da diese disloziert werden können und unter Umständen sogar lebensgefährliche Verletzungen hervorrufen können. Weiters kann das Magnetfeld die Funktion sogenannter aktiver Implantate<sup>2</sup>, wie die eines Herzschrittmachers, beeinträchtigen [22,23].

---

<sup>2</sup> Aktive Implantate: Diese Geräte besitzen eine eigene Stromversorgung und Schaltlogik (Bsp. Herzschrittmacher, Insulinpumpen)

### 1.3 Allgemeine Traumatologie

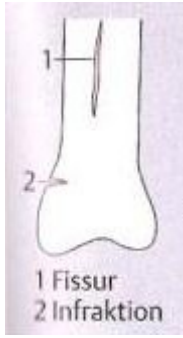
In der Traumatologie wird grundsätzlich zwischen direkter und indirekter Krafteinwirkung unterschieden. Wirkt die Kraft direkt auf den Knochen und wird dabei dessen Elastizität überschritten, resultiert daraus eine Verletzung (Fraktur) genau an dem Ort der Krafteinwirkung. Handelt es sich um eine indirekte Krafteinwirkung mit Überschreitung der Elastizität des Knochens, hat das eine Fraktur an der Stelle zur Folge, an der die größte Differenz zwischen Stabilität des Knochens und der Krafteinwirkung herrscht. Die Form der Fraktur hängt häufig mit der Art der Kraft- oder Gewalteinwirkung zusammen.

#### 1.3.1 Frakturformen

##### 1.3.1.1 Inkomplette Frakturformen

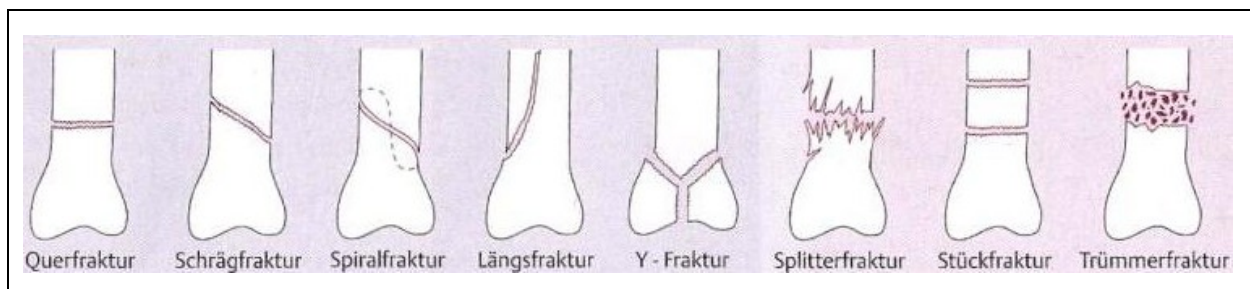
Von einer inkompletten Fraktur spricht man, wenn es zu keiner vollständigen Trennung der Knochenmatrix kommt (siehe Tab. 7).

**Tab. 7: Inkomplette Frakturformen (aus Reiser M, Kuhn FP & Debus J; 2003)**

Fissur	Längs zum Knochen verlaufender Frakturspalt.	 <p>1 Fissur 2 Infraktion</p>
Infraktion	Frakturverlauf durch Spongiosa und Kompakta des Knochens, jedoch ist die Kompakta nur auf einer Seite des Knochens betroffen.	

### 1.3.1.2 Komplette Frakturformen

Bei Komplettrfrakturen kommt es nicht nur zu einer Kontinuitätsunterbrechung sondern zu einer vollständigen Trennung der Knochenfragmente. Zusätzlich kann eine Dislokation der einzelnen Knochenstücke auftreten. In Abb. 4 werden die verschiedenen Frakturformen dargestellt.



**Abb. 4: Frakturreinteilung (aus Reiser M, Kuhn FP & Debus J; 2003)**

### 1.3.1.3 Fraktur-Sonderformen

Neben den kompletten und inkompletten Frakturen sollten noch 2 Sonderformen erwähnt werden.

Pathologische Frakturen entstehen, wenn ein Knochen aufgrund einer Krankheit (Bsp. Knochenmetastase, endokrine Störung) geschwächt wurde, auch dann, wenn die Krafteinwirkung die gesunde Elastizitätsgrenze nicht überschreitet. Bei Stressfrakturen (Ermüdungsfrakturen) handelt es sich um Knochenbrüche bei Überbeanspruchung. Der Knochen wurde zu lange innerhalb seiner Elastizität belastet und frakturiert (Bsp. Marschfraktur) [24].

## 1.3.2 Radiologische Diagnostik

Primär wird zur Frakturdiagnostik die konventionelle Röntgentechnik angewendet. Um eine exakte Diagnostik durchführen zu können ist es notwendig, zwei

Aufnahmen in zwei senkrecht zueinander stehenden Ebenen anzufertigen. Ist die Diagnose durch komplexere anatomische Gegebenheiten mit dem Röntgen nicht möglich, wie beispielsweise Gesichtsschädelfrakturen, wird eine CT-Untersuchung durchgeführt [25,26].

## 1.4 Spezielle Schädeltraumatologie

### 1.4.1 Frakturformen

Zusätzlich zu den bereits oben genannten Frakturformen muss in der Schädeltraumatologie noch die Impressionsfraktur hinzugefügt werden. Bei einer Impressionsfraktur (siehe Abb. 5) werden ein oder mehrere Knochenfragmente der frakturierten Schädelkalotte nach innen verlagert.

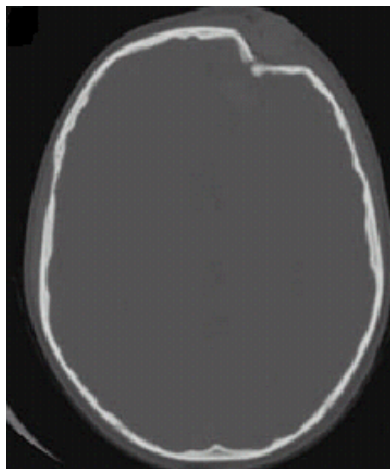


Abb. 5: Impressionsfraktur des Os frontale - CT (aus Provenzale J. 2007)

#### 1.4.1.1 Einfache (lineare) Schädelkalottenfraktur

Grundsätzlich werden die einfachen (linearen) Frakturen von den komplexen Frakturformen unterschieden. Lineare Frakturen werden definiert als Frakturen mit horizontalem, senkrechtem oder schrägem, kurvigem Verlauf mit spontanem

Richtungswechsel und mit nur einer Frakturlinie ohne Dislokation der Knochenfragmente (siehe Abb.6). Dieser kurvige Verlauf mit spontanem Richtungswechsel dient der Differentialdiagnose zur Suturensprennung. Die Suturensprennung oder diastatische Fraktur gilt als Sonderform der Schädelkalottenfraktur. Sie tritt vor allem bei Kindern auf und wird diagnostiziert, wenn eine Nahtweite von mehr als 2mm vorliegt. Lineare Frakturen machen den Großteil der Frakturen der Schädelkalotte aus und gelten nur als therapiepflichtig, wenn begleitend intrakranielle Komplikationen (Blutung, intrakranielle Luft, Ödem) auftreten [27].

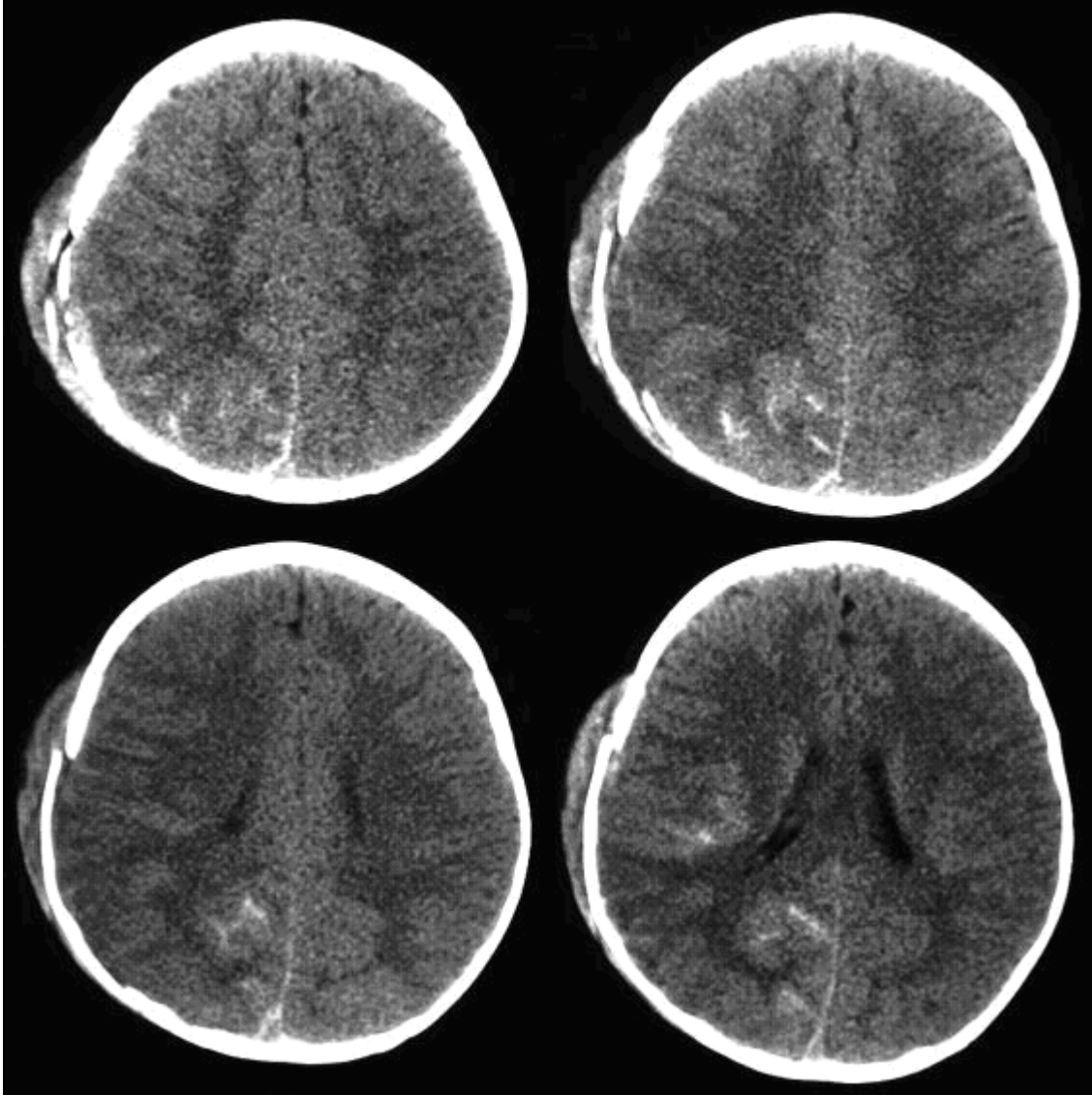


**Abb. 6: Lineare Kalottenfraktur mit horizontaler Komponente (Patient H.M.)**

#### 1.4.1.2 Komplexe Schädelkalottenfraktur

Zu den komplexen Frakturen gehören die Splitter-, Stück- und Trümmerfrakturen mit oder ohne Dislokation der Knochenfragmente. Stückfrakturen bestehen aus mehr als 2 Knochenfragmenten und ab einer Stückzahl von 6 Frakturfragmenten wird die Fraktur als Trümmerfraktur bezeichnet. Das Muster der Trümmerfraktur ist durch die auf einen umschriebenen Ort kurze Gewalteinwirkung häufig sternförmig. Wird mindestens eines der Knochenfragmente durch die direkte Gewalteinwirkung nach

innen verlagert, wird die Fraktur wie oben erwähnt als Impressionsfraktur bezeichnet. Lochfrakturen treten nach Schuss- oder Stichverletzungen auf [27,28].



**Abb. 7: Trümmerfraktur rechts parietal, SAB, SDH, Weichteilhämatom;  
(Newton-Weaver RO; 2007)**

#### **1.4.2 Bildgebende Diagnostik bei Schädelkalottenfrakturen**

Die bis heute gültige Literatur (1979) zeigt eine Überlegenheit des konventionellen Röntgen gegenüber der konventionellen CT bei der Diagnostik von horizontalen Kalottenfrakturen [38]. Deshalb bis heute empfohlen primär zur Frakturdiagnostik an

der Schädelkalotte ein Röntgen in 2 Ebenen angefertigt. Da dieses keinen Rückschluss auf intrakranielle Begleitverletzungen (Epiduralblutung, Subduralblutung, Subarachnoidalblutung, Ödeme, Lufteinschlüsse) zulässt, wird zusätzlich eine CT durchgeführt [26,27,28].

## **1.5 Der Schockraumalgorithmus**

Ein genau definierter Ablauf im Schockraum zielt auf eine möglichst effektive, ergebnisorientierte und situationsgerechte Diagnostik und Therapie ab. Grundvoraussetzungen für die optimale Versorgung eines/r PatientIn mit Polytrauma sind die Rund-um-die-Uhr Verfügbarkeit eines Schockraumes mit Röntgen, einer CT-Diagnostik und Operations- und Intensivkapazitäten. Personelle Anforderungen an den Schockraum sind ein Trauma-Team, das aus 3-5 Ärzten (Unfallchirurgie, Anästhesie, Radiologie) und 2-3 Pflegepersonen besteht und das sich bei Eintreffen des/der PatientIn bereits im Schockraum befindet. Weiters sollten Ärzte aus den übrigen Disziplinen, welche für die Frühversorgung notwendig sein könnten, abrufbar sein [29,30]. Die Indikationen zur Alarmierung des Schockraumteams sind in Tab. 8 aufgelistet.

**Tab. 8: Indikationen zur Schockraumalarmierung (aus Nast-Kolb et al. 2007)**

<b>Vitalparameter</b>	<b>Verletzungsmuster</b>	<b>Unfallmechanismus</b>
GCS <10	Instabiler Thorax	Sturz >5m Höhe
Syst. Blutdruck <80mmHg	Offene Thoraxverletzung	Explosionsverletzung
Atemfrequenz <10/min und >29/min	Instabile Beckenfrakturen	Einklemmung oder Verschüttung
S02 <90% (<85% bei >75 Jahre)	Frakturen von >2 Röhrenknochen an der unteren Extremität	Ejektion aus dem Fahrzeug
	Proximale Amputation von großen Gliedmaßen	Tod des Beifahrers
	Rippenserienfrakturen bei Zusatzverletzungen	Fußgänger oder Radfahrer angefahren
		Motorrad- oder Autounfall mit hoher Geschwindigkeit

Um eine möglichst hohe Effizienz bezüglich Diagnostik und Therapie im Schockraum zu erreichen, ist weiters eine genaue Aufgabenzuteilung anzustreben und wie Studien gezeigt haben, ein genau festgelegter Algorithmus zu befolgen [29,30,31,32,33].

### **1.5.1 Diagnostik und Sofortmaßnahmen im Schockraum**

Unverzüglich nach der Übernahme des/der PatientIn beginnt der/die ChirurgIn/UnfallchirurgIn mit der orientierenden klinischen Ganzkörperuntersuchung, der sogenannten „primary survey“ nach ATLS-Konzept des/der entkleideten Verunglückten einschließlich eines neurologischen Status. ATLS definiert einen klaren Ablauf (ABCDE-Konzept) bezüglich der primären Traumaversorgung und Sicherung der Vitalfunktionen (siehe Tab. 9).

**Tab. 9: ABCDE-Konzept des ATLS (Boullion B. et al. 2004)**

A	Airway with cervical spine protection
B	Breathing
C	Circulation and control of external bleeding
D	Disability or neurologic status
E	Exposure (undress) and Environment (temperature control)

Inzwischen sichert der Anästhesist die Vitalfunktionen und erweitert somit die bereits erfolgte präklinische Notfallversorgung. Durch eine Laboruntersuchung wird die Entscheidung über eventuell erforderliche Transfusionen getroffen [29]. Als nächster Schritt folgt die „FAST“ (focussed assesment with sonography of trauma). Bei der FAST handelt es sich um eine obligate und standardisierte sonographische Untersuchung des Thorax und des Abdomens zur raschen Beantwortung der Frage, ob freie Flüssigkeit retroperitoneal, perikardial und abdominell vorhanden ist [29, 34]. Zur weiteren radiologischen Diagnostik gehört eine obligate, an die FAST angeschlossene Röntgen-Nativ-Diagnostik des Thorax, des Beckens, eine seitliche Aufnahme der Halswirbelsäule und Aufnahmen der Körperstellen mit klinisch vermuteten Frakturen [34]. Bei gegebener Indikation (siehe Tab. 10) und stabilen Kreislaufverhältnissen wird an die Röntgendiagnostik ein Polytrauma-CT angehängt.

**Tab. 10: CT-Indikationen im Schockraummanagement (aus Ruchholtz S, et al. 2002)**

**\*CT-Untersuchung wird nur bei stabilen Vitalparametern durchgeführt**

Schädel*	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Klinischer Verdacht auf Schädel-Hirn-Trauma und Beatmung bzw. GCS unter 15 (bei GCS unter 9 CT innerhalb von 30min)</li> <li>▪ Neurologische Verschlechterung bzw. pathologischer Befund</li> <li>▪ Anamnestische Bewusstlosigkeit</li> </ul>
Thorax*	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Klinischer Verdacht auf Thoraxtrauma: z.B. Prellmarken</li> <li>▪ Pathologischer Befund im Röntgen-Thorax: z.B. Hämatothorax, Pneumothorax, Rippen-, Skapula-, BWK-Fraktur;</li> <li>▪ Unklarer Befund im Thoraxröntgen</li> <li>▪ Unklare respiratorische Insuffizienz</li> </ul>
Wirbelsäule*	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Frakturachweis in konventioneller Röntgenaufnahme der Wirbelsäule</li> <li>▪ Unvollständige Darstellung der Wirbelsäule in konventioneller Röntgenaufnahme (insbesondere der HWS)</li> </ul>
Abdomen*	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Sonographisch nicht vollständige Beurteilbarkeit</li> <li>▪ Pathologischer sonographischer Befund ohne Kreislaufinstabilität bzw. Indikation zur Notfalllaparotomie</li> </ul>
Becken*	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Komplexe Fraktur und CT-Untersuchung in anderer Körperregion</li> </ul>

### 1.5.2 Operationen im Schockraum

Abhängig vom Verletzungsausmaß des/der Polytraumatisierten wird die Therapie festgelegt. Unterschieden werden Sofortmaßnahmen (-operationen) von den sogenannten Frühoperationen. Sofortmaßnahmen sind Eingriffe, die unmittelbar an die bildgebende Diagnostik angehängt werden und für das Überleben des/der PatientInnen notwendig sind. Primär wird versucht, instabile Kreislaufverhältnisse zu therapieren. Es handelt sich zum Beispiel um eine Notfallthorakotomie mit operativer Perikardfensterung bei einer Perikardtamponade oder einer notfallsmäßigen Laparotomie bei schwerem Abdominaltrauma. Weiters ist die am häufigsten durchgeführte Sofortmaßnahme die Thoraxdrainage bei einem Spannungspneumothorax oder Hämatothorax zu erwähnen. „Packing“ ist eine Methode, die sich bei unkontrollierbaren intraabdominellen, intrapelvinen oder

intrathorakalen Organ Blutungen bewährt hat. Es handelt sich neben Abklemmen und Naht von Gefäßen um das Einlegen von Kompressionstamponaden. Dieses Verfahren wird auch damage control surgery (DCS) genannt. Nach 24-48 Stunden werden diese mittels Packing-Verfahren versorgten PatientInnen „second-look“ Operationen zugeführt, um die dadurch möglicherweise erreichte Stillung der Blutung und das Trauma vollständig zu versorgen [29,34]. Frühoperationen sind Eingriffe, die darauf abzielen, Verletzungen, welche im weiteren Verlauf Organe, Extremitäten und/oder das Überleben der/des PatientIn gefährden, zu behandeln. Der wesentliche Unterschied zu den Sofortmaßnahmen ist, dass für eine komplettierende Diagnostik und genaue Planung des Eingriffes ausreichend Zeit bleibt, da die Operation nicht unmittelbar, sondern in den ersten Stunden nach dem Trauma erfolgen muss. Dabei muss natürlich auf die Besonderheiten einzelner Körperregionen geachtet werden. Bei PatientInnen mit Schädel-Hirn-Trauma gibt es eine sehr hohe Früh- und Gesamtletalität. Primär auftretende Schädigungen wie penetrierende Verletzungen können durch Sofortmaßnahmen nicht beeinflusst werden. Hingegen können sekundär auftretende Schädigungen durch eine sofortige suffiziente Beatmungs- und Kreislauftherapie reduziert bzw. verhindert werden. Sekundäre Schäden entstehen etwa durch Kompression des Gehirns oder durch Hypoxie und Hypovolämie. Um dem entgegen zu wirken, haben die Kraniotomie und die Schädeltrepanation an Bedeutung gewonnen, um raumfordernde Blutungen zu entlasten, und dadurch eine möglichst gute Prognose zu erreichen [26,29].

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Ablauf und Design der Studie**

Die vorliegende Arbeit vergleicht das konventionelle Röntgen mit der MDCT betreffend den Nachweis von horizontalen Frakturen der Schädelkalotte.

Um diese Frage beantworten zu können, wurde eine retrospektive Auswertung durchgeführt. Es wurde in dem am Grazer Universitätsklinikum verwendeten Datenbanksystem MEDOCS nach PatientInnen mit der Diagnose Polytrauma und einem Mindestalter von 18 Jahren in einem Zeitraum zwischen September 2004 und Dezember 2007 gesucht. Insgesamt wurden 913 PatientInnen ausgewählt. Horizontalen Schädelfrakturen wurden an 106 PatientInnen nachgewiesen. Um in die Untersuchung eingeschlossen zu werden, mussten konventionelle Röntgenaufnahmen des Schädels vorhanden sein und der komplette Schädel im MDCT im Knochenkernel abgebildet sein. Diese Einschlusskriterien wurden von insgesamt 29 PatientInnen erfüllt.

#### **2.1.1 Konventionelle Röntgenuntersuchung**

Das konventionelle Röntgen des Schädels wurde in 2 Ebenen (ap und lateraler Strahlengang) mit einem Gerät Firma Siemens und der genaueren Typenbezeichnung Vertex angefertigt.

Die ap Aufnahmen erfolgten in der Untertischtechnik mit einer angelegten Spannung von im Schnitt 81kV und einer Stromstärke/Sekunde von 9mA. Für die Aufnahmen mit lateralem Strahlengang war die Spannung durchschnittlich 85 kV stark und die Stromstärke/Sekunde 5mA. Beide Aufnahmen wurden im kleinen Focus (80%) aufgenommen.

### 2.1.2 MDCT-Untersuchung

Zur Durchführung der Polytrauma Schädel-CT's (CCT) wurde ein 64-Zeilen CT der Firma Siemens vom Typ eines Somatom Sensation 64 verwendet. Die Planung zur Schnittführung erfolgte parallel zum harten Gaumen.

Die einzelnen voreingestellten Untersuchungsparameter des CCTs bei PolytraumapatientInnen sind der Tab. 11 zu entnehmen.

**Tab. 11: Untersuchungsparameter des Polytrauma-CCT**

Schichtkollimation: 20 x 0,6mm	Schichtdicke: 3mm
Pitch <sup>3</sup> : 0,8	Inkrement: 2mm
Rotationszeit: 1s	Röhrenspannung: 140kV
Stromstärke:350mAs	

Der Rekonstruktionswert für das Knochenkernel wurde für die Befundung der CT-Bilder mit H70h 512 festgesetzt.

### 2.1.3 Untersuchung der Bilder auf Horizontalfrakturen

Die Auswertung der Bilder erfolgte durch zwei Radiologen. Dazu wurden zuerst die ap und seitlichen Röntgenaufnahmen ohne Vorkenntnis des CT-Befundes auf Frakturen untersucht. Vorhandene Frakturen wurden unter Einbeziehung des Vergrößerungseffektes von 1,21, welcher sich aus einem Film-Fokus-Abstand von 115cm und einem Film-Objekt-Abstand von 95cm ergibt, vermessen. Danach wurden die CT's der Schädelkalotte im Knochenkernel auf horizontale Frakturen untersucht. Die Bilder wurden mithilfe der Magic View Software in allen 3 Hauptachsen des Raumes im Knochenkernel dargestellt, um den horizontalen Verlauf der Frakturen so exakt wie möglich darstellen und die Frakturen vermessen zu können.

---

<sup>3</sup> Pitch: Der „Pitch-Faktor“ beschreibt das Verhältnis von Tischvorschub pro Rotation zur Schichtkollimation

### **3 Ergebnisse**

Insgesamt wurden 29 PatientInnen zur endgültigen Befundung und Auswertung für die Ergebnisse dieser Untersuchung herangezogen. 5 der ausgewählten UntersuchungsteilnehmerInnen wiesen 2 oder mehrere Horizontalfrakturen und/oder horizontale Frakturkomponenten auf, welche gesondert bewertet wurden (siehe Tab. 12).

#### **3.1 Ergebnisse der visuellen Auswertungen**

Von den insgesamt 38 in den Befunden beschriebenen Frakturen konnten mithilfe der konventionellen Röntgentechnik nur 34 horizontale Frakturen detektiert werden. 4 Horizontalfrakturen konnten im Röntgen nicht nachgewiesen werden. Dagegen konnten mittels MDCT alle 38 beschriebenen Horizontalfrakturen der Schädelkalotte nachgewiesen werden.

Tab. 12 zeigt die in der Röntgenaufnahme sowie in der MDCT ermittelten Längen der horizontalen Frakturen. Aus Tab.13 kann die Lokalisation der Fraktur entnommen werden. Tab. 14 zeigt die in der MDCT diagnostizierten Begleitverletzungen (Epiduralhämatom, Subduralhämatom, Subarachnoidalblutung, Pneumatocephalus externus, Scherblutung & Kontusionsblutung).

Ergebnisse

Tab. 12: Ergebnistabelle inkl. Länge der Horizontalfraktur (horizontale Komponente)

PatientIn	Detektiert im Röntgen	Detektiert im CT	Frakturlänge im Röntgen	Frakturlänge im CT
A. D.	JA	JA	4cm	4cm
B. M.	JA	JA	3,5cm	3,7cm
B. H.	JA	JA	8,1cm	8,1cm
B. H.	JA	JA	3cm	3cm
F. R.	JA	JA	5cm	5cm
G. J.	JA	JA	1,9cm	2cm
G. R.	JA	JA	10cm	10cm
G. R.	JA	JA	11cm	11cm
G. B.	JA	JA	1,5cm	1,5cm
G. H.	NEIN	JA	-	2cm
G. F.	JA	JA	3cm	3cm
H. K.	JA	JA	3cm	3cm
H. M.	JA	JA	11cm	11cm
J. T.	JA	JA	5,5cm	5,5cm
K. J.	JA	JA	3,5cm	3,5cm
K. E.	JA	JA	8,6cm	8,6cm
K. B.	JA	JA	5,6cm	5,6cm
K. H.	JA	JA	2cm	2cm
K. H.	JA	JA	7,5cm	7,5cm
L. J.	NEIN	JA	-	3,6cm
M. A.	JA	JA	9cm	9cm
M. A.	JA	JA	6cm	6cm
P. P.	JA	JA	8cm	8cm
P. J.	JA	JA	5cm	5cm
R. M.	JA	JA	2cm	2cm
R. F.	JA	JA	1cm	1cm
S. A.	JA	JA	8cm	8cm
S. A.	JA	JA	4cm	4cm
S. A.	JA	JA	3cm	3cm
S. A.	JA	JA	11cm	11cm
S. A.	JA	JA	4cm	4cm
B.J.	JA	JA	3,1cm	3,1cm
M.S.	NEIN	JA	-	9cm
M.S.	JA	JA	3cm	3cm
M.S.	NEIN	JA	-	4cm
S.A.	JA	JA	8cm	8cm
T.E.	JA	JA	2cm	2cm
W.H.	JA	JA	7cm	7cm

Tab. 13: Lokalisation der Horizontalfraktur

PatientIn	Frakturlokalisierung
A. D.	temporoparietal links
B. M.	temporoparietal rechts
B. H.	temporoparietal rechts
B. H.	frontal links
F. R.	parietotemporal rechts
G. J.	frontal rechts
G. R.	parietal links
G. R.	parietal rechts
G. B.	temporal links
G. H.	okzipital links
G. F.	okzipital links
H. K.	temporoparietal links
H. M.	okzipitoparietal links
J. T.	frontal links
K. J.	frontal links
K. E.	temporoparietal
K. B.	frontal links
K. H.	frontal links
K. H.	parietal rechts

PatientIn	Frakturlokalisierung
L. J.	inkomplette Fr. frontal re
M. A.	parietal links
M. A.	parietal rechts
P. P.	frontal links
P. J.	parietal rechts
R. M.	temporal rechts
R. F.	parietal rechts
S. A.	occipital links+rechts
S. A.	parietal rechts
S. A.	parietal links
S. A.	parietal links
S. A.	Sprengung Sut. saggitalis
B.J.	parietotemporal li
M.S.	frontoparietal (Schädeldach)
M.S.	parietal rechts
M.S.	parietal links
S.A.	parietal links+rechts
T.E.	Sprengung Sut. sagittalis
W.H.	parietal links

Ergebnisse

Tab. 14: Im CT diagnostizierte Begleitverletzungen (Epiduralhämatom, Subduralhämatom, Subarachnoidalblutung, Pneumatocephalus externus, Scherblutung & Kontusionsblutungen)

PatientIn	EDH	SDH	SAB	Pneu. ceph. ext.	Scherblutung	Kontusionsblutungen
A. D.			+	+		+
B. M.	+	+	+	+		
B. H.		+	+			+
B. H.			+	+		+
F. R.		+	+			
G. J.		+	+			+
G. R.			+		+	
G. B.			+	+		
G. H.			+	+		
G. F.	+	+	+	+		
H. K.		+	+	+		
H. M.			+			
J. T.		+	+			
K. J.						+
K. E.	+	+	+			+
K. B.			+			+
K. H.		+	+			+
L. J.	+		+			+
M. A.		+	+	+	+	+
P. P.						
P. J.		+	+			+
R. M.			+		+	
R. F.						
S. A.		+	+	+	+	+
B.J.		+	+			+
M.S.		+	+			+
S.A.	+	+				+
T.E.			+			+
W.H.		+	+			

## 4 Diskussion

In dieser Studie wurde untersucht, ob beim Nachweis von horizontalen Frakturen der Schädelkalotte das konventionelle Röntgen oder die MDCT eine Überlegenheit aufweist. Wie die Ergebnisse zeigen, ist die die MDCT in vier der untersuchten PolytraumapatientInnen (9,5%) bezüglich des Frakturwachweises dem konventionellen Röntgen überlegen. Dies ist dadurch zu begründen, da es sich bei der MDCT um ein Schnittbildverfahren handelt, welches mithilfe von neuen Technologien eine lückenlose Darstellung der gesamten Schädelkalotte erlaubt. Mittels Fenstertechnik und passender Kernelrekonstruktion für die zu untersuchende Struktur, welche sich bereits als Standardmethoden etabliert haben, wird eine korrekte Beurteilung der MDCT-Bilder möglich. Weiters kann durch die Anwendung der Inkrementtechnik und der dreidimensionalen Rekonstruktion der gesamte Frakturverlauf an der Schädelkalotte exakt dargestellt werden.

Das Ergebnis der vorliegenden Untersuchung widerspricht den Ergebnissen von Lange, Mariss und Grumme (1979) die zum Nachweis von linearen Frakturen an der Schädelkalotte konventionelles Röntgen und konventionelle Computertomographie miteinander verglichen. Dazu wurde ein Modell angefertigt, welches aus einem Teflonmantel bestand, in den unterschiedlich starke Kanäle gebohrt wurden. Um diese Kanäle mittels konventioneller CT darstellen zu können, waren viel höhere Dichteunterschiede zwischen Teflonmantel und Kanalinhalt notwendig als beim konventionellen Röntgen. Dies wurde durch die herabgesetzte Kontrast-Detail-Erkennbarkeit begründet [38]. Im Rahmen der genannten Arbeit wurde noch zusätzlich eine retrospektive klinische Auswertung durchgeführt. Es wurden 50 PatientInnen aus einem Kollektiv von 635 PatientInnen mit der klinischen Diagnose Schädel-Hirn-Trauma ausgewählt, bei denen eine Kalottenfraktur in der Röntgennativdiagnostik eindeutig beschrieben war. Nur bei 16% (n=8) der UntersuchungsteilnehmerInnen konnte diese Fraktur computertomographisch nachgewiesen werden [38]. Die Ursache für die Ergebnisse der genannten Studie ist die damals verwendete noch unausgereifte Technologie der konventionellen CT. Diese bot weder den Einsatz der Fenstertechnik, noch den Einsatz der dreidimensionalen Rekonstruktion beziehungsweise derjenigen in einem Knochenkernel.

In der vorliegenden Arbeit wurde ausschließlich der Nachweis von horizontalen Frakturen der Schädelkalotte untersucht, da bereits Studien eine Überlegenheit der CT bezüglich anderer Schädelfrakturen nachgewiesen haben. Die Studie von Schulz, Harms, Stockhaus, Lehmann und Planitzer (1984), hat schon vor mehr als 20 Jahren der Computertomographie bei der Diagnostik der Kalottenimpressionsfraktur eine wichtigere Bedeutung beigemessen. In ihrer Arbeit wurden 15 PatientInnen mit der Diagnose Impressionsfraktur untersucht. Bei diesen PatientInnen wurden obligatorisch konventionelle Röntgenaufnahmen (ap und seitlicher Strahlengang, evtl. tangentielle Aufnahmen) und eine Computertomographie des Schädels angefertigt. Die Ergebnisse dieser Untersuchung deuteten bereits im Jahr 1984 auf eine diagnostische Überlegenheit der konventionellen CT gegenüber dem konventionellen Röntgen hin. 11 der 15 Impressionsfrakturen konnten mit Hilfe der Röntgen-Nativ-Diagnostik sicher nachgewiesen werden. In drei Fällen konnte kein eindeutiger Befund erhoben werden, und in einem Fall wurde die Fraktur nicht nachgewiesen. Die Computertomographie erlaubte die Diagnose in allen 15 Fällen zu stellen. Zusätzlich galt die konventionelle CT als diagnostische Erweiterung bezüglich Lokalisation und Länge der Fraktur gegenüber der diagnostischen Erhebungen des Nativröntgens, da sich die Impressionsfraktur 2mal nur in der ap Aufnahme und 1mal nur im seitlichen Strahlengang darstellte [39]. Tanrikulu und Erol (2001) stellten einen Vergleich zwischen der MDCT und dem konventionellen Röntgen bezüglich der Detektion von Gesichtsschädelfrakturen auf. Ihr Ergebnis zeigte, dass die axiale CT-Aufnahme die effektivste bildgebende Diagnostik im Nachweis von Frakturen der Maxilla war. Es wurde kein Hinweis darauf geliefert, ob bei einer Fraktur des Os zygomaticus das konventionelle Röntgen oder das MDCT überlegen ist. Beide erwiesen sich als gleich effektiv. Jedoch war die coronare Aufnahme des CCT für die Klassifikation von Orbitafrakturen dem konventionellen Röntgen überlegen. Zusammengefasst kamen sie zu dem Ergebnis, dass die C-CT dem konventionellen Röntgen bezüglich der Diagnostik von Orbita- und Maxillafrakturen überlegen ist [43].

2003 untersuchte eine englische Studie [40] den Nutzen des Schädelröntgens in der Notaufnahme. Eingeschlossen in die Untersuchung wurden alle PatientInnen (Gesamt n=385) die innerhalb eines Monats in die Notaufnahme mit einer Kopfverletzung kamen, unabhängig vom Schweregrad. Die Untersuchung zeigte, dass 50% der PatientInnen mit Kopfverletzungen mit Hilfe eines konventionellen

Schädelröntgens abgeklärt wurden. Mittels dieser Röntgenuntersuchung konnte nur eine Fraktur nachgewiesen werden. Drei PatientInnen wurden zu einer CT-Untersuchung weitergeleitet um den Fall weiter abzuklären und nur 4,4% der PatientInnen wurden stationär aufgenommen [41]. Durch dieses Ergebnis wurde der diagnostische Wert des konventionellen Röntgen bei der Diagnostik von Schädelverletzungen als fraglich beurteilt.

Des Weiteren ist die Sensitivität des konventionellen Röntgen bezüglich des Frakturnachweises stark von der Erfahrung des/der Radiologen/In abhängig, da dieser durch lagerungsbedingte suboptimale Aufnahmen oder Überlagerungen erschwert werden kann. Die heutige CT-Technologie erlaubt eine detaillierte überlagerungsfreie Darstellung der Schädelkalotte [41].

Ein wichtiger Punkt in der Diskussion über den bildgebenden Nachweis in der Frakturdiagnostik des Schädels ist die Strahlenbelastung. Zurzeit wird im Schockraum zuerst eine Röntgenaufnahme des Schädels angefertigt. Darauf folgt eine CT-Untersuchung. Dies beruht darauf, dass die bis heute gültige Literatur [38] Schwachpunkte der konventionellen CT bei Frakturdiagnostik aufzeigt. Durch den Einsatz beider diagnostischen Bildgebungen im Untersuchungsalgorithmus kommt es zu einer doppelten Strahlenbelastung. Ein Weglassen des konventionellen Röntgens aus diesem Ablauf hätte neben einer Reduktion der Strahlenexposition noch weitere Vorteile. Tasker berichtet von einer Verminderung der Strahlenbelastung von 0,11mSv [42]. Im Hinblick auf die cancerogene Wirkung der Röntgenstrahlen, würden vor allem jüngere PatientInnen von dieser Einsparung profitieren. Weiters bietet die MDCT gegenüber dem konventionellen Röntgen den Vorteil, das Neurocranium zu beurteilen. Somit können eventuell vorhandene Begleitverletzungen, wie zum Beispiel Blutungen oder Zeichen für einen erhöhten Hirndruck diagnostiziert werden und einer entsprechenden Therapie zugeführt werden. Dies ist ein wichtiger Punkt, da diese Verletzungen vital bedrohlich sein können und unmittelbar einer Therapie zugeführt werden müssen. Da mittels Rekonstruktion der gewonnen CT-Daten ein Betrachten des Schädels aus allen 3 Hauptachsen des Raumes möglich ist, ohne eine Manipulation am Kopf/Hals des/der PatientIn durchführen zu müssen, ist auch ein ungestörtes „airway management“ möglich. Wie zahlreiche Studien gezeigt haben, ist ein optimales Zeitmanagement im Schockraum unabkömmlich um ein gutes Ergebnis zu erhalten [29,30,31,32]. Durch das Weglassen des konventionellen Röntgen aus dem Schockraumalgorithmus

könnte eine Zeitersparnis ohne diagnostischen Informationsverlust beim Polytrauma erreicht werden. Dadurch könnte die MDCT-Untersuchung und somit eine exakte Diagnostik im genau definierten Ablauf einen Schritt weiter nach vorne rücken. Obwohl beschrieben wird, dass die MRT in Hinblick auf Erkrankungen des Neurocraniums die zuverlässigste Untersuchungsmethode ist, bleibt die MDCT bei der Diagnostik von polytraumatisierten Patienten nach wie vor der MRT überlegen [28].

Neben der Zeitersparnis und der Risikoersparnis für den/die Patienten/In durch das Weglassen des konventionellen Röntgens ergibt sich auch die Möglichkeit der Budgeteinsparungen für die Krankenanstalten ohne diagnostischen Informationsverlust. Laut der Steiermärkischen Gebietskrankenkasse belaufen sich die Kosten für das konventionelle Röntgen abhängig von der Filmgröße pro Aufnahme zwischen 1,97 Euro und 5,32 Euro [44]. Unter Berücksichtigung der Personalkosten können die Kosten des Schädelröntgens in 2 Ebenen mit zirka 20 Euro festgesetzt werden.

Die vorliegenden Ergebnisse weisen auf eine Überlegenheit der 64-MDCT gegenüber dem konventionellen Schädelröntgen bei der Diagnostik von horizontalen Frakturen der Schädelkalotte hin. Aufgrund der kleinen PatientInnengruppe und der Tatsache, dass es sich um eine retrospektive Untersuchung handelt, sollte dieses Thema prospektiv, systematisch und anhand einer größeren Anzahl von ProbandInnen untersucht werden.

## 5 Literaturverzeichnis

[1] Reiser M, Kuhn F, Debus J; Duale Reihe – Radiologie; Thieme Verlag 2003  
Stuttgart

[2] Seibert JA; X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 1:  
Basic Principles of X-Ray Production; Journal of Nuclear Medicine Technology, 2004  
Volume 32, Number 3, 139-147

[3] Pfalzner PM; Sievert, gray and dose equivalent; J Can Assoc Radiol Dec 1983;  
34(4):298-300

[4] Amis E, Butler P, Applegate K, Birnbaum S, Brateman L, Hevezi J, Mettler F,  
Morin R, Pentecost M, Smith G, Strauss K, Zeman R; American College of Radiology  
White Paper on Radiation Dose in Medicine; J Am Coll Radiol 2007;4:272-284

[5] Brix G, Nissen-Meyer S, Lechel U, Nissen-Meyer J, Griebel J, Nekolla E, Becker  
C, Reiser M; Radiation exposures of cancer patients from medical X-rays: How  
relevant are they for individual patients and population exposure? European Journal  
of Radiology, 2008 Aug 21

[6] Brenner D, Hall E; Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation  
Exposure; N Engl J Med 2007;357:2277-84

[7] Seifert H, Hagen T, Bartylla K, Blass G, Piepgras U; Patient doses from standard  
and spiral CT of the head using a fast twin-beam system; Br J Radiol. 1997  
Nov;70(839):1139-45

[8] Bernhardt J, Veit R, Bauer B; Erhebungen zur Strahlenexposition der Patienten  
bei der Röntgendiagnostik; Z Med Phys, 1995,5:33-9

[9] Prokop M, Strahlendosis in der Computertomographie – Risiko und Herausforderung; Radiologe 2008;48:229–242

[10] Regulla DF, Eder H; Patient exposure in medical X-ray imaging in Europe; Radiat Prot Dosimetry. 2005;114(1-3):11-25

[11] Burkhardt M, Gänsslen A, Uder M, Pohlemann T; New possibilities in fracture visualization by means of CT: reconstructions, 3D plannings--difficult joint fractures--modern management--improved visualization and operative planning in joint fractures; Zentralbl Chir. 2003 Jan;128(1):34-9

[12] Wesolowski JR, Lev MH; CT: History, Technology, and Clinical Aspects; Semin Ultrasound CT MRI 26:376-379, Dec. 2005

[13] Schöllnast H; CT-Angiographie der Beckenarterien: Ein Vergleich zwischen zwei Rekonstruktionsalgorithmen gemessen am Goldstandard der Katheterarteriographie; Dissertation 1998 an der Universitätsklinik für Radiologie Graz

[14] Schuch S; Mehrschicht-Spiral-Computertomographie – Grundlagen und Erfahrungen; 2000, Diplomarbeit

[15] Addis KA, Hopper KD, Iyriboz TA, Liu Y, Wise SW, Kasales CJ, Blebea JS, Mauger DT; CT angiography: in vitro comparison of five reconstruction methods; AJR Am J Roentgenol. 2001 Nov;177(5):1171-6

[16] Hutten H; Biomedizinische Technik III; Springer Verlag Berlin; 1990

[17] Kreel L; Medical Imaging, Reviews in Medicine; Postgrad Med J 1991; 67, 334 – 346

[18] Kauffmann GW, Moser E, Sauer R; Radiologie, 2. Auflage; Urban & Fischer Verlag München 2001

- [19] Toyama Y, Kobayashi T, Nishiyama Y, Satoh K, Ohkawa M, Seki K; CT for acute stage of closed head injury; Radiat Med. 2005 Aug;23(5):309-16
- [20] Mirvis SE, Shanmuganathan K; Trauma radiology: Part IV. Imaging of acute craniocerebral trauma; J Intensive Care Med. 1994 Nov-Dec; 9 (6): 305-15
- [21] Besenski N; Traumatic injuries: imaging of head injuries; Eur Radiol. 2002 Jun;12(6):1237-52. Epub 2002 Apr 19
- [22] Mühlenweg M, Schaefers G, Trattning S; Sicherheitsaspekte in der Hochfeld-Magnetresonanztomographie; Radiologe 2008, 48:258–267
- [23] Möller HE, von Cramon DY; Bestandsaufnahme zu Risiken durch statische Magnetfelder im Zusammenhang mit der Ultrahochfeld-MRT; Röfo. 2008 Apr;180(4):293-301
- [24] Böcker W, Denk H, Heitz PU; Pathologie; 2. Auflage, 2001; Urban & Fischer Verlag München
- [25] Blin D, Cyteval C, Kamba C, Blondel M, Lopez FM; Imaging of traumatic injuries of the knee; J Radiol. 2007 May;88(5 Pt 2):775-88
- [26] Heinzelmann M, Imhof HG, Trentz O; Schockraummanagement bei Polytraumatisierten Patienten mit Schädel-Hirn-Verletzungen; Unfallchirurg 2004, 107:871–880
- [27] Turetschek K, Wunderbaldinger P, Zontsich T; Trauma des Gesichtsschädels und der Schädelkalotte; Radiologe 1998, 38:659–666
- [28] Wiesmann M, Brückmann H; Bildgebende Diagnostik akuter Schädel-Hirn-Verletzungen; Radiologe 1998; 38:645–658
- [29] Nast-Kolb D, Waydhas C, Ruchholtz S, Täger G; Schockraummanagement; Chirurg 2007, 78:885–893

- [30] Beck A, Gebhard F, Fleiter T, Pfenninger E, Kinzl L; Zeitoptimiertes modernes Schockraummanagement unter Einsatz digitaler Techniken; Unfallchirurg 2002, 105: 292–296
- [31] Nast-Kolb D, Waydhas C, Kanz KG, Schweiberer L; Algorithmus für das Schockraummanagement beim Polytrauma; Unfallchirurg 1994, 97:292–302
- [32] Frank J, Marzi I, Mutschler W; Shock room management of polytrauma; Zentralbl Chir. 1996;121(11):943-9
- [33] Bouillon B, Kanz KG, Lackner CK, Mutschler W, Sturm J; Die Bedeutung des Advanced Trauma Life Support® (ATLS®) im Schockraum; Unfallchirurg 2004, 107:844–850
- [34] Nast-Kolb D, Ruchholtz S, Waydhas C, Taeger G; Management des Polytraumas; Chirurg 2006, 77:861–873
- [35] Ruchholtz S, Waydhas C, Schroeder T, Piepenbrink K, Kühl H, Nast-Kolb D; Stellenwert der Computertomographie in der frühen klinischen Behandlung schwer verletzter Patienten; Chirurg 2002, 73:1005–1012
- [36] Provenzale J; CT and MR imaging of acute cranial trauma; Emerg Radiol 2007 14:1–12
- [37] Newton-Weaver RO; A Growing Skull Fracture, Radiology Cases in Pediatric Emergency Medicine, Volume 7, Case 2, 2000; Kapiolani Medical Center For Women And Children, University of Hawaii John A. Burns School of Medicine
- [38] Lange S, Mariss G, Grumme T; Die Schädelfraktur – Vergleich der konventionellen und der computerassistierten Röntgenuntersuchung; Röntgenblätter 1979; 32; 304-307; Georg Thieme Verlag Stuttgart

- [39] Schulz W, Harms L, Stockhaus J, Lehmann R, Planitzer J; Der Wert der Computertomographie für die Diagnostik von Impressionsfrakturen der Schädelkalotte; Zentralblatt Neurochirurgie 1984; 45; 245 - 253
- [40] Simon SD, Dodds RDA; The use of skull X-rays in the accident and emergency department; Ann R Coll Surg Engl 2003; 85: 120–122
- [41] Hofman PAM, Nelemans P, Kemerink GJ, Wilmink JT; Value of radiological diagnosis of skull fracture in the management of mild head injury: meta-analysis; J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 2000; 68; 416-422
- [42] Tasker RC; Skull x rays, CT scans, and making a decision in head injury; Arch Dis Child 2005; 90(8): 774–775
- [43] Tanrikulu R, Erol B; Comparison of computed tomography with conventional radiography for midfacial fractures; Dentomaxillofac Radiol. 2001 May;30(3):141-6
- [44] Steiermärkische Gebietskrankenkassa; Honorarordnung für Ärzte für Allgemeinmedizin und Fachärzte (ausgenommen Fachärzte für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde); idFd 12. ZV; gültig ab 01.01.2006;

# Curriculum vitae

## Lebenslauf



## Angaben zur Person

Name: Paul Diechler  
Adresse: Wiener Strasse 60a  
8020 Graz  
Österreich  
Geburtsdatum/-ort: 4. Jänner 1982, Judenburg  
Familienstand: ledig

## Ausbildung

1988 – 1992: Volksschule Neumarkt/Steiermark  
1992 – 1996: Hauptschule Neumarkt/Steiermark  
1996 – 2001: Handelsakademie Althofen/Kärnten  
Juni 2001: Reifeprüfung  
2001 – 2002: Ableistung des Präsenzdienstes am Fliegerhorst Zeltweg  
seit Oktober 2002: Studium der Humanmedizin/Medizinische Universität Graz  
Juni 2003: Beendigung 1. Studienabschnitt  
April 2008: Beendigung 2. Studienabschnitt  
seit Oktober 2008: 6. Studienjahr (Praktisches Jahr)  
Juli 2009: voraussichtliches Ende des Studiums

## Praktische Erfahrungen

### Famulaturen:

Februar 2005: Famulatur an der Abteilung für Plastische Chirurgie/LKH Graz  
April 2007: Famulatur an der Abteilung für Psychiatrie/LKH Graz  
Oktober/Dezember 2007: Famulatur an der Abteilung für Radiologie/LKH Graz  
Jänner 2008: Famulatur an der Abteilung f. Innere Medizin/KH der Elisabethinen Graz  
Februar 2008: Famulatur an der Abteilung f. Neurologie/LSF Graz  
Juni 2008: Akupunkturfamulatur am Wenzhou Medical College/China

## 6. Studienjahr:

Okt. 2008 – Dez. 2008	Praktikum an der Fachabteilung für Allgemeinchirurgie Krankenhaus der Elisabethinen Graz
Dez. 2008 – März 2009	Praktikum an der Fachabteilung für Innere Medizin Krankenhaus der Elisabethinen Graz
April 2009 – Mai 2009	Praktikum an der Fachabteilung für Psychiatrie Landesnervenklinik Sigmund Freud Graz
Juni 2009 – Juli 2009	Famulatur aus Allgemeinmedizin – Dr. med. Wieser-Erlitz, Frohnleiten

## Wissenschaftliche Erfahrungen

März 2006 - Juni 2006	Forschungsarbeit am ANZAC Research Institute/Sydney TCT 2006 Abstract: The Genesis FAST Proximal Vascular Protection Device: Multicenter First-in-Man Experience
Dez. 2007 – Juni 2009	Diplomarbeit: Wertigkeit des MDCT vs. konventionellem Röntgen bei der Diagnostik von Schädelkalottenfrakturen

## Sprachkenntnisse:

Deutsch	Muttersprache
Englisch	fließend in Wort und Schrift
Italienisch	5 Jahre Schulausbildung
Chinesisch	Anfänger