

UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF

Zentrum für Geburtshilfe, Kinder- und Jugendmedizin

Klinik und Poliklinik für Kinder- und Jugendmedizin

Sektion Neonatologie und Pädiatrische Intensivmedizin

Prof. Dr. med. Dominique Singer

Strahlenbelastung durch digitales Röntgen bei Frühgeborenen mit sehr geringem Geburtsgewicht

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

verfasst von

Christophe Barreau

aus Kehl am Rhein

Hamburg 2020

Angenommen von der Medizinischen Fakultät am: 16.12.2020

Veröffentlicht mit Genehmigung der medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der Vorsitzende: PD Dr. Jochen Herrmann

Prüfungsausschuss, 2 Gutachter: Prof. Dr. D. Singer

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	6
1.1	Neonatologische Intensivstation und Strahlenbelastung	6
1.2	Strahlenbelastung von Kindern und Frühgeborenen	6
1.3	Strahlenbelastung von Kindern und Frühgeborenen durch Röntgenaufnahmen.....	7
1.4	Der Übergang von konventionellem zu digitalem Röntgen.....	8
1.5	Arbeitshypothese.....	8
2	Theoretische Grundlagen der Röntgendiagnostik.....	9
2.1	Die Röntgenstrahlung.....	9
2.1.1	Strahlenqualität & Röhrenspannung	9
2.1.2	Strahlenquantität & Ladungsmenge.....	9
2.1.3	Das Strahlenbündel	9
2.2	Wechselwirkung zwischen Röntgenstrahlen und Materie.....	10
2.2.1	Ionisierung	10
2.2.2	Strahlenbelastung	10
2.3	Beeinflussende Faktoren der Energieabsorption.....	11
2.3.1	Strahleneigenschaften	11
2.3.2	Materialeigenschaften.....	11
2.4	Die Dosisbegriffe	11
2.4.1	Die Energiedosis.....	11
2.4.2	Die Organdosis	12
2.4.3	Die effektive Dosis	12
2.4.4	Kerma	13
2.4.5	Dosisflächenprodukt	13
2.5	Das Röntgenbild.....	13
2.6	Der Filter.....	14

2.7	Die Bilderzeugung bei konventionellem und digitalem Röntgen.....	14
2.7.1	Kontrast & Dynamikbereich.....	14
2.7.2	Das Bildrauschen.....	15
2.8	Die Monte-Carlo-Simulation	15
2.8.1	Das Voxel-basierte Modell	16
3	Material und Methoden	17
3.1	Das Patientenkollektiv	17
3.1.1	Ein- und Ausschlusskriterien.....	17
3.2	Die Datenerhebung	17
3.2.1	Die Patientendaten	17
3.2.2	Die Röntgenaufnahmen	18
3.2.3	Die Röntgenaufnahmedaten	19
3.3	Die Berechnung der effektiven Dosis	21
3.3.1	Dosisflächenprodukt und Luft-Kerma.....	21
3.3.2	Luft-Kerma und Konversionskoeffizient	21
3.3.3	Konversionskoeffizient und effektive Dosis.....	22
3.4	Statistische Auswertung	22
4	Ergebnisse	24
4.1	Patientendaten und Morbiditäten.....	24
4.2	Röntgenaufnahmedaten	25
4.3	Konversionskoeffizienten.....	27
4.4	Berechnung der effektiven Dosis.....	28
4.5	Rechtfertigende Indikation und effektive Dosis.....	28
5	Diskussion.....	29
5.1	Methodenkritik	29
5.1.1	Das Voxel-basierte Modell	29
5.2	Interpretation der Ergebnisse	29
5.3	Vergleich mit den Ergebnissen anderer Studien	31

5.4	Vergleich mit natürlicher und nicht-natürlicher Strahlenbelastung	33
5.5	Linear-No-Threshold Modell vs. Threshold Modell	34
5.6	Entwicklung	35
6	Schlussfolgerung.....	36
7	Zusammenfassung.....	37
7.1	Synopsis.....	37
8	Literaturverzeichnis	39
9	Abkürzungsverzeichnis	42
10	Abbildungsverzeichnis	45
11	Tabellenverzeichnis	45
12	Danksagung.....	46
13	Lebenslauf	47
14	Eidesstattliche Erklärung.....	48

1 Einleitung

1.1 Neonatologische Intensivstation und Strahlenbelastung

Frühgeborene sind auf einer neonatologischen Intensivstation aufgrund diagnostischer Bildgebung wiederholt Strahlenbelastung ausgesetzt. Faktoren, die mit einer erhöhten Strahlenbelastung korrelieren, sind unter anderem ein geringes Geburtsgewicht und Gestationsalter, eine Sauerstoffpflichtigkeit, das Vorhandensein von Malformationen, oder das Vorliegen einer Late-onset Sepsis (1). Weitere Faktoren sind eine Nahrungsintoleranz, eine nekrotisierende Enterokolitis, das Anlegen eines zentralen Venenkatheters, sowie die Notwendigkeit einer mechanischen Ventilation (2).

1.2 Strahlenbelastung von Kindern und Frühgeborenen

Die Strahlenbelastung bei Kindern und deren Auswirkungen unterscheiden sich grundlegend von denen Erwachsener (3). Eine evidenzbasierte Erkenntnisgewinnung zu strahleninduzierten Malignomen erfolgte zum Großteil durch die Auswertungen der Folgen der Atombombenabwürfe auf Hiroshima und Nagasaki. Die hierzu geführten Studien zeigten, dass besonders Kinder ein erhöhtes Risiko der Entwicklung von strahleninduzierten Malignomen aufweisen (3, 4).

Die andersartige Auswirkung der Strahlenbelastung bei Kindern ist auf deren anatomische und physiologische Besonderheiten zurückzuführen. Beispielsweise verfügen Kinder über eine dünnere Haut mit weniger Unterhautfettgewebe, welches bei Strahlung als Schutzschicht agiert. Die kleinen kindlichen Organe liegen enger beieinander, wodurch sie bei bildgebenden Prozeduren verallgemeinerter in das Strahlenbündel gerückt werden. Zusätzlich ist das rote Knochenmark generalisierter auf die Knochen verteilt, wodurch dieses generalisierter bestrahlt wird.

Die UN hat sich der komplexen Fragestellung der Strahlenbelastung von Kindern ausführlich in seinem UNSCEAR-Report 2013 angenommen (3). Strahlensensiblere Gewebe des Kindes bezüglich bösartiger Entartung sind beispielsweise das blutbildende lymphatische System, die Schilddrüse, die Brust, die Haut, sowie das Gehirn. Jedoch ist nicht jeder Gewebetyp des Kindes im Vergleich zu Erwachsenen strahlensensibler. Einige Gewebetypen, wie beispielsweise das Kolon, sind ähnlich strahlensensibel wie beim Erwachsenen. Wiederum andere Gewebetypen wie das Lungengewebe, die Blase oder die Eierstöcke sind sogar strahlenresistenter als beim

Erwachsenen. Man beachte, dass der Vergleich mit adultem Gewebe, nichts über die Strahlensensibilität des Gewebes per se aussagt.

Strahlenbelastung hat nicht nur bösartige Entartungen zur Folge (3). Beispielsweise können neurologische, neurokognitive sowie neuroendokrinologische Defekte Folge von Strahlenbelastung sein. Ebenso werden Kataraktbildung, Schilddrüsenknoten, Herzklappenfehler und funktionelle Beeinträchtigungen der Blase oder des Hodens durch Strahlenbelastung begünstigt. Auch hier bestehen Unterschiede zwischen Kindern und Erwachsenen. Für die genannten Beispiele sind Kinder besonders anfällig (3).

Derzeit ist es schwierig die Folgen von Strahlenbelastung im Kindesalter in seiner gesamten Tragweite zu bewerten. Dies liegt mitunter daran, dass die Datenlage nicht ausreicht, um eine abschließende Aussage zu treffen. Da die Spätfolgen von Strahlenbelastung bei Kindern erst Jahrzehnte später manifest werden, ist die Gesamtheit der epidemiologischen Studien bezüglich der Lebenszeitnachfolge noch nicht abschließend beurteilbar (3).

In allen einschlägigen Studien (A-Bomben, Chernobyl, Fallout etc. (3)) wurde die Strahlenbelastung speziell von Frühgeborenen nicht untersucht und bedarf dementsprechend weiterer Abklärung (2). Tierstudien haben jedoch gezeigt, dass Frühgeborene über ein besonders erhöhtes strahleninduziertes Malignomrisiko verfügen (5), weshalb bei dieser Patientengruppe besondere Vorsicht geboten werden sollte.

1.3 Strahlenbelastung von Kindern und Frühgeborenen durch Röntgenaufnahmen

Die deutsche Röntgenverordnung definiert keine spezifischen gesetzlichen Bestimmungen für Röntgenuntersuchungen bei Kindern und Jugendlichen. Inwiefern die durch Röntgenaufnahmen verursachte Strahlenbelastung das kindliche Malignomrisiko beeinflusst, hängt von einer Vielzahl von Faktoren ab und bleibt weiterhin schwierig zu beurteilen (3). So ist beispielsweise die Studienlage bezüglich des Leukämie-Risikos im Dosisbereich von Röntgenaufnahmen widersprüchlich (6-9). Als weiteres Beispiel scheint ein Schilddrüsenkarzinomrisiko im Rahmen von Röntgenaufnahmen im Kindesalter nicht erhöht zu sein (10).

Auch hier ist die Studienlage bezüglich der Frühgeborenen extrem gering und bedarf ebenfalls weiterer Abklärung (2). Eine Studie über vorgeburtliche Röntgenaufnahmen beschreibt jedoch eine Assoziation mit einem erhöhten Leukämierisiko (11).

1.4 Der Übergang von konventionellem zu digitalem Röntgen

Die Strahlenbelastung kann maßgeblich durch das angewandte Röntgenverfahren beeinflusst werden (12). In den letzten zwei Jahrzehnten konnte sich das digitale Röntgenverfahren fortwährend gegenüber dem konventionellen Röntgen durchsetzen (13). Dies hat die diagnostische Bildgebung in vielerlei Hinsicht grundlegend verändert. Offensichtliche Vorteile der digitalen Röntgentechnik sind eine optimierte Bildqualität und Bildnachbearbeitung, sowie mannigfaltige Speicher- und Kommunikationsmöglichkeiten (14). Darüber hinaus verfügt das digitale Röntgen aufgrund seines bis zu 400-fach weiteren Dynamikbereichs über das Potential die Strahlenbelastung zu reduzieren (15). So kann mit vergleichsweise niedrigen Energiedosen eine gute Bildqualität erreicht werden.

Doch neben den genannten Vorteilen, birgt das digitale Röntgen das Risiko die Strahlenbelastung des Patienten zu erhöhen (16). Die Gründe hierfür sind vielfältig. Einer der Hauptgründe ist, der eigens vorteilhaft weite Dynamikbereich. Bei zu hohen Energiedosen wird keine Überbelichtung erzeugt (15) und birgt die Gefahr unbemerkt zu bleiben. Die Folge ist eine erhöhte Strahlenbelastung.

1.5 Arbeitshypothese

In den letzten zwanzig Jahren wurde die Strahlenbelastung von Frühgeborenen auf neonatologischen Intensivstationen in mehreren publizierten Studien bestimmt (1, 2, 17-23). Es handelt sich hierbei jedoch um Studien, in denen ausschließlich konventionelle Röntgenverfahren genutzt wurden. Dies ist die erste Studie, in welcher durch digitales Röntgen verursachte Strahlenbelastung von Frühgeborenen ermittelt und mit konventionellem Röntgen verglichen wird. Die Ergebnisse dieser Studie wurden ebenfalls in der gleichnamigen Publikationsarbeit vorgestellt.

2 Theoretische Grundlagen der Röntgendiagnostik

2.1 Die Röntgenstrahlung

Bei Röntgenstrahlen handelt es sich um in der Anode der Röntgenröhre freigewordene Energie. Diese Energie kann einerseits als Welle beschrieben werden, andererseits als Teilchen. Man spricht von Welle-Teilchen-Dualismus (24). Bei der energietragenden Welle handelt es sich um eine elektromagnetische Welle. Daher zählen Röntgenstrahlen zu den elektromagnetischen Strahlen. Das energietragende Teilchen der Röntgenstrahlen nennt man Photon. Deshalb zählt man Röntgenstrahlen auch zu den Photonenstrahlen.

2.1.1 Strahlenqualität & Röhrenspannung

Die mit sich geführte Energie eines solchen Photons wird, wie auch die Bewegungsenergie eines Elektrons, in Elektronenvolt angegeben. Je mehr Elektronenvolt das Elektron des Röhrenstroms besitzt, desto mehr Elektronenvolt kann es an das entstehende Photon abgeben. Somit hängt die Energie des einzelnen Photons von der Röhrenspannung (Volt) ab. Je höher die Röhrenspannung, desto höher die kinetische Energie des Elektrons, welches auf die Anodenplatte trifft und desto energiereicher das entstandene Photon (24). Die Strahlenqualität wird somit von der Röhrenspannung bestimmt.

2.1.2 Strahlenquantität & Ladungsmenge

Je größer die im Röhrenstrom geflossene Ladungsmenge (Amperesekunde), desto mehr Elektronen treffen auf die Anodenplatte und desto mehr Photonen werden erzeugt. Die Ladungsmenge ergibt sich aus dem Produkt der Röhrenstromstärke (Ampere) und der Zeit (Sekunde). Somit kann durch die Erhöhung der Röhrenstromstärke, oder durch eine Erweiterung des Zeitraums, in welchem die Elektronen fließen, die Anzahl der entstehenden Photonen erhöht werden. Die Anwendung von Röntgenstrahlen für eine Röntgenaufnahme nennt man auch Belichtung. Darum wird der erwähnte Zeitraum auch als Belichtungszeit bezeichnet. Röhrenstromstärke sowie Belichtungszeit bestimmen somit die Ladungsmenge. Die Strahlenquantität wird von dieser Ladungsmenge bestimmt.

2.1.3 Das Strahlenbündel

Die Röntgenstrahlen werden in der Röntgendiagnostik zusammen auch als Strahlenbündel bezeichnet. Ein solches Strahlenbündel kann demnach aus besonders

energiereichen Photonen und oder aus besonders vielen Photonen bestehen. Bevor die Röntgenstrahlen eines solchen Strahlenbündels jedoch auf einen Röntgenfilm treffen, müssen sie zuerst das abzubildende Objekt durchdringen. Dieses Objekt besteht aus Materie, diese Materie besteht aus Atomen.

2.2 Wechselwirkung zwischen Röntgenstrahlen und Materie

Trifft ein Photon eines Röntgenstrahls auf ein Atom bestehen zwei Möglichkeiten. Zum einen kann das ungeladene Photon das Atom durch den materiefreien Raum ohne Wechselwirkung passieren. Zum anderen kann das Photon auf Bestandteile des Atoms treffen und mit diesem wechselwirken. Beide dieser Möglichkeiten treten mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit auf.

2.2.1 Ionisierung

Die Photonenenergie der Röntgenstrahlen reicht aus, um Elektronen aus den Schalen der Atomhülle zu schlagen. Verliert ein Atom ein Elektron oder erhält ein zusätzliches, so bezeichnet man das Atom als Ion. Diese Ionisierung des Atoms findet indirekt über eine primäre Energieabsorption und eine sekundäre Emittierung eines Elektrons statt. Daher bezeichnet man Röntgenstrahlung auch als indirekt ionisierende Strahlung (25). Die Ionisierung stellt die wichtigste Wechselwirkung zwischen Röntgenstrahlen und Materie dar. Durch die Energieabsorption werden Elektronen emittiert. Diese werden auch als Sekundärelektronen bezeichnet (26).

2.2.2 Strahlenbelastung

Diese aus ihren Schalen gelösten Sekundärelektronen verursachen sogenannte Stoßionisierungen an den umliegenden Atomen, welche wiederum Elektronen emittieren, welche wiederum Stoßionisierungen verursachen etc. Sind diese Atome chemische Bindungen mit anderen Atomen eingegangen, so kann diese Ionisation die chemische Bindung zerstören. Atome, welche chemische Bindungen mit anderen Atomen eingehen, stellen Moleküle dar. Die DNA, welche ein sehr langkettiges Molekül darstellt, bleibt hiervon nicht verschont (27). Es gilt: Je mehr Energie absorbiert wurde, desto mehr Ionisationsprozesse und desto mehr potenzielle DNA-Schäden treten auf. Somit stellen Röntgenstrahlen eine Belastung für lebendes Gewebe dar. Man spricht daher von Strahlenbelastung.

2.3 Beeinflussende Faktoren der Energieabsorption

Wie bereits erwähnt findet die Energieabsorption beim Durchtreten der Photonen des abzubildenden Objektes mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit statt. Diese Wahrscheinlichkeit wird von verschiedenen Faktoren beeinflusst. Diese Faktoren ergeben sich einerseits aus den Strahlen- und andererseits aus den Materialeigenschaften.

2.3.1 Strahleneigenschaften

Der erste Faktor stellt die Strahlenqualität dar. Je energiereicher das einzelne Photon, desto geringer ist die Wahrscheinlichkeit einer Interaktion mit der durchdrungenen Materie. Ohne Interaktion des Photons mit der durchdrungenen Materie findet keine Energieabsorption statt. Ohne Energieabsorption erfolgt keine Strahlenbelastung.

Der zweite Faktor stellt die Strahlenquantität dar. Je mehr Photonen das abzubildende Objekt durchdringen, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit einer Interaktion mit der durchdrungenen Materie. Je mehr Interaktionen stattfinden, desto mehr Energie wird absorbiert und desto mehr Strahlenbelastung wird verursacht.

2.3.2 Materialeigenschaften

Der dritte Faktor stellt die Kernladungszahl des Atoms der durchdrungenen Materie dar. Je höher die Kernladungszahl desto wahrscheinlicher finden bestimmte Prozesse der Energieabsorption statt (26).

Der vierte Faktor ist die Dichte des durchdrungenen Materials. Je höher die Materialdichte, desto wahrscheinlicher finden andere Prozesse der Energieabsorption statt (24).

Der fünfte Faktor ist die Dicke des Materials. Je dicker das Material, desto mehr Atome liegen in der Flugbahn des Photons und desto wahrscheinlicher findet eine Energieabsorption statt.

2.4 Die Dosisbegriffe

Anhand der Dosisbegriffe wird versucht, die absorbierte Energie, sowie die hierdurch auf lebendes Gewebe ausgeübte Strahlenbelastung zu quantifizieren.

2.4.1 Die Energiedosis

Als Energiedosis versteht man die pro Masse absorbierte Energie. Wieviel Energie pro Masse absorbiert wird, hängt von den oben genannten fünf Faktoren ab. Die

absorbierte Energie wird hier allerdings nicht in Elektronenvolt angegeben, da der Betrag des Elektronenvolts viel zu gering ist. Die absorbierte Energie wird daher in der passenderen Einheit Joule (J) angegeben (26).

Die physikalische Einheit der Energiedosis ist das Gray Gy; $1\text{Gray} = 1\text{ J/kg}$

Die applizierte Energiedosis beschreibt demnach nur die absorbierte Energiedichte, nicht die Gesamtmenge an absorbierter Energie. Bestrahlt man beispielsweise die Hand eines Patienten mit 1 Gray, so erhält dieser deutlich weniger Gesamtmenge an Energie als ein Patient, dessen ganzer Körper mit 1 Gray bestrahlt wurde. Deshalb ist es von Bedeutung, wie groß das bestrahlte Körperareal ist.

2.4.2 Die Organdosis

Wie bereits erwähnt, ist das energietragende Teilchen der Röntgenstrahlung das indirekt ionisierende Photon. Es gibt jedoch auch andere Strahlenarten, dessen energietragendes Teilchen nicht das Photon ist und welche keine indirekte, sondern eine direkte Ionisation verursachen. Jede dieser Strahlenarten schädigt abhängig von der Intensität lebendes Gewebe in unterschiedlicher Ausprägung.

Um diese Unterschiede zu berücksichtigen, wird in Abhängigkeit hiervon ein sogenannter Strahlengewichtungsfaktor eingeführt. Durch Multiplikation der Energiedosis mit dem jeweiligen Strahlengewichtungsfaktor erhält man die Organdosis. Auch sie wird angegeben in pro Masse absorbierte Energie. Für Röntgenstrahlen, egal welchen Energiespektrums, beträgt dieser Faktor 1 (24). Bei der Anwendung von Röntgenstrahlen entspricht die Energiedosis daher der Organdosis (25).

Die physikalische Einheit der Organdosis ist das Sievert Sv; $1\text{ Sv} = 1\text{ J/kg}$

2.4.3 Die effektive Dosis

Wie in der Einleitung erläutert, reagieren unterschiedliche Organe unterschiedlich auf die absorbierte Organdosis. Je nach Strahlenbelastung entsteht für jedes Organ ein unterschiedliches Kanzerogenese-Risiko. Um auch diesen wichtigen Unterschied zu berücksichtigen, benötigt man den sogenannten Gewebewichtungsfaktor. Entscheidend dabei ist nicht die Wahrscheinlichkeit eine maligne Entartung zu entwickeln, sondern an der malignen Entartung zu versterben (24). Wird die Organdosis eines Organs mit dessen Gewebewichtungsfaktor multipliziert, erhält man

die effektive Dosis des Organs. Die Summe der effektiven Dosen der einzelnen Organe ergibt die kumulative effektive Dosis.

Die physikalische Einheit der effektiven Organdosis ist ebenfalls das Sievert Sv; 1 Sievert = 1 J/kg

2.4.4 Kerma

Kerma ist ein Akronym für „Kinetic Energy released per unit mass“. Im Sekundärelektronen-gleichgewicht entspricht die Kerma der Energiedosis (24). Eine gängige Angabe der Kerma erfolgt in dem Medium Luft in einer Umgebung von freier Luft. Diese Kerma bezeichnet man als „Luft-Kerma frei-in-Luft“.

Die Einheit der Kerma ist ebenfalls Gray Gy; 1 Gy = 1 J/kg

2.4.5 Dosisflächenprodukt

Das Dosisflächenprodukt ist eine Messgröße der Dosimetrie. Es ist das Flächenintegral der Kerma über eine Schnittfläche durch das Nutzstrahlenbündel (24). Das Dosisflächenprodukt ist essenziell zur Berechnung der durch Röntgenaufnahmen verursachten Strahlenbelastung. Es kann mit einer in die Röntgeneinrichtung eingebauten Messvorrichtung bestimmt werden. Diese Messvorrichtung bezeichnet man als Dosisflächenkammer oder als Dosimeter.

Als physikalische Einheiten sind gebräuchlich

Zenti-Gray x Quadratzentimeter; cGy*cm²,

Gray x Quadratzentimeter; Gy*cm²,

Mikro-Gray x Quadratmeter; µGy*m²

2.5 Das Röntgenbild

Bevor die Röntgenstrahlen das abzubildende Objekt durchdringen, erstrecken sich die Röntgenstrahlen über ein schmales Energiespektrum. Sie sind somit energetisch relativ homogen(25). Im Objekt wechselwirken die Röntgenstrahlen mit den verschiedenen Strukturen in Abhängigkeit der beeinflussenden Faktoren. Jede Struktur und jedes Gewebe im abzubildenden Objekt absorbiert unterschiedlich viel Energie. Nachdem die Röntgenstrahlen das Objekt verlassen, sind sie somit energetisch heterogen. Diese Heterogenisierung des Strahlenbündels macht man sich in der Röntgendiagnostik für die Bildgebung zunutze. Das heraustretende Strahlenbündel bezeichnet man auch als Strahlenbild oder Strahlenrelief (25). Es gilt

dieses Strahlenbild mit dem geeigneten Medium in ein optisch wahrnehmbares Röntgenbild umzuwandeln. Das konventionelle Röntgen verwendet hierfür als Medium ein Film-Folien-System, das digitale Röntgen ein sogenanntes Speicherfolien-System. Beide Systeme funktionieren nach dem gleichen Prinzip: Sie wandeln die Energie der Röntgenstrahlen in optisch wahrnehmbare Bildsignale um.

2.6 Der Filter

Besonders energiearme Röntgenstrahlen werden mit sehr hoher Wahrscheinlichkeit vom abzubildenden Objekt absorbiert und erreichen nicht das Bildwandlersystem. Energiearme Röntgenstrahlen tragen somit nicht zur Erzeugung von Bildinformation bei und belasten unnötigerweise den Patienten (24). Die besonders energiearmen Röntgenstrahlen sollen daher mithilfe eines Filters herausgefiltert werden. Als besonders geeignete Materialien haben sich beispielsweise Aluminium oder Kupfer erwiesen, welche als millimeterdünne Platte im Strahlengang zwischen Fokus und Patient positioniert werden. Nachdem die Röntgenstrahlen den Filter passiert haben, verbleibt ein Strahlenbündel aus energiereicheren Röntgenstrahlen. Hierdurch wird eine geringere Strahlenbelastung des Patienten bewirkt.

2.7 Die Bilderzeugung bei konventionellem und digitalem Röntgen

Obwohl beide bildgebende Verfahren auf dem gleichen Prinzip beruhen, weisen sie in der Bilderzeugung wichtige Unterschiede auf. Die studienrelevanten Unterschiede sollen in Kürze erläutert werden.

2.7.1 Kontrast & Dynamikbereich

Der Kontrast einer Röntgenaufnahme ergibt sich aus der relativen Helligkeitsdifferenz zweier Bildpunkte. Je größer diese relative Helligkeitsdifferenz desto größer ist der Kontrast. Den größtmöglichen Kontrast bildet beispielsweise ein nicht belichteter weißer Bildpunkt neben einem maximal belichteten schwarzen Bildpunkt. Den geringstmöglichen Kontrast bilden zwei Bildpunkte, welche genau die gleiche Belichtung erfahren haben.

Der Dynamikbereich beschreibt den Bereich der Energiedosis eines Strahlenbildes, welcher ohne Verlust optischen Informationsgehalts von einem Medium abgebildet werden kann (28). Kann ein Medium mit sehr geringen oder sehr hohen Energiedosen den gleichen Kontrast erzeugen, so spricht man von einem großen Dynamikbereich.

Ein Folien-Film-System weist einen sehr kleinen Dynamikbereich auf (29). Der Bildpunkt eines Folien-Film-Systems erreicht somit relativ schnell seine maximal absorbierbare Energiedosis. Demzufolge wird der Bildpunkt schwarz. Erfährt ein Film-Folien-System eine Energiedosis, die seinen Dynamikbereich überschreitet, können keine unterschiedlichen Grautöne mehr dargestellt werden. Der ganze Film wird schwarz. Dies stellt einen Verlust optischen Informationsgehalts dar und wird als Überbelichtung bezeichnet.

Der Dynamikbereich eines Speicherfolien-Systems ist um ein vielfaches höher und wird daher im Rahmen der diagnostischen Röntgenaufnahme nicht überschritten (29). Es kann somit mit niedrigen als auch mit hohen Energiedosen eine nicht kompromittierte Bildqualität erreicht werden. Hohe Energiedosen erzeugen somit keine Überbelichtung und bleiben demnach unbemerkt (28). Diese Eigenschaft des Speicherfolien-Systems stellt den wichtigsten Risikofaktor für eine erhöhte Strahlenbelastung des Patienten dar (29).

2.7.2 Das Bildrauschen

Bei der Verarbeitung von Signalen treten Störsignale auf (28). Diese Störsignale werden durch physikalische und technische Effekte erzeugt und werden als Rauschen bezeichnet. In der Radiologie mindern diese Störsignale die Bildqualität und werden deshalb als Bildrauschen bezeichnet. Unter theoretischen Bedingungen müsste die radiographische Abbildung eines homogenen Mediums Bildpunkte ein und derselben Graustufe erzeugen. In der Praxis jedoch verursachen die Störsignale eine Streuung der einzelnen Grauwerte um diese theoretische Graustufe. Im weiteren Sinne kann man auch die Streustrahlung zu diesen Störsignalen zählen (28). Bei Speicherfolien-Systemen nimmt das Bildrauschen mit steigenden Dosiswerten ab und die Bildqualität demnach zu (30). Auch dies stellt einen Risikofaktor für eine erhöhte Strahlenbelastung des Patienten dar.

2.8 Die Monte-Carlo-Simulation

Die möglichen Wechselwirkungen zwischen Röntgenphotonen und durchdrungener Materie wurden bereits erläutert. Sind die Faktoren bekannt, welche die Energieabsorption beeinflussen, so kann man den Strahlengang der Röntgenstrahlen durch die Materie simulieren. Hierdurch kann die Wahrscheinlichkeit des Auftretens der einzelnen Wechselwirkungen berechnet werden. Dies wird mithilfe eines mathematischen Verfahrens der Wahrscheinlichkeitstheorie bewerkstelligt, der

sogenannten Monte-Carlo-Simulation. Die Monte-Carlo-Simulation ermöglicht also eine Berechnung der Wahrscheinlichkeit der Strahlenbelastung des Patienten.

Es gibt verschiedene Datenverarbeitungsprogramme, mit denen die Monte-Carlo-Simulation durchgeführt wird. Eines dieser Programme ist das sogenannte EGSnrc (Electron Gamma Shower - National Research Council of Canada).

2.8.1 Das Voxel-basierte Modell

Sind die Energieabsorption beeinflussenden Faktoren bekannt, ist die Simulation eines Strahlenganges möglich. Die Strahleneigenschaften ergeben sich aus Röhrenspannung und applizierter Ladungsmenge und können dem Röntgengerät und der Röntgenaufnahme entnommen werden. Die Materialeigenschaften ergeben sich aus der Kernladungszahl, der Dichte und der Dicke des Materials und korrelieren demnach mit den Körperdimensionen des Patienten. Um diese Materialeigenschaften zu bestimmen, wird computertomographisch ein sogenanntes Voxel-basiertes Modell eines Patienten erstellt. Dieses Voxel-basierte Modell stellt eine dreidimensionale Abbildung des Patienten dar, welche die Materialeigenschaften des Patienten simuliert. Ein solches Modell besteht aus dreidimensionalen Volumenpunkten, auch Voxel genannt. Das Voxel-basierte Modell kann nun in die Monte-Carlo-Simulation eingefügt werden, um den Strahlengang durch den Patienten und somit dessen Strahlenbelastung zu simulieren.

3 Material und Methoden

3.1 Das Patientenkollektiv

In die Studie wurden retrospektiv über den Zeitraum vom 1. April 2011 bis zum 31. Januar 2016 206 Frühgeborene der neonatologischen Intensivstation 5H des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf eingeschlossen. Die Ethik-Kommission der Ärztekammer Hamburg stimmte unserem Vorhaben zu (Bearbeitungsnummer PV5419).

3.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Einschlusskriterien für die Studie waren Frühgeburtlichkeit mit einem Geburtsgewicht ≤ 1500 g.

Ausschlusskriterium war das Versterben des Patienten während des Krankenhausaufenthalts.

3.2 Die Datenerhebung

Erhebung, Bearbeitung und statistische Auswertung sämtlicher Daten wurden an einem Acer Laptop Modell Aspire E15, Betriebssystem Windows 10 Home, Version 1709, (Microsoft Corporation, Redmond, USA) durchgeführt. Als Tabellenkalkulationsprogramm wurde Microsoft Excel 2016 verwendet (Microsoft Corporation, Redmond, USA).

3.2.1 Die Patientendaten

Die Patientendaten wurden dem am UKE verwendeten elektronischen Patientenaktensystem (Soarian®, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) entnommen. Die Patientendaten wurden in zwei Datengruppen eingeteilt.

Die erste Datengruppe ergab sich aus den Stammdaten der Patienten (Tabelle 1: Stammdaten). Um eine Pseudonymisierung der Patientendaten zu gewährleisten, wurde jedem Patienten eine zufallsgenerierte Studiennummer (StudNr) zugeteilt. Es wurden Geschlecht, Geburtsgewicht (GebGew), Gestationsalter (GestAlt) und Verweildauer (VerwD) der Patienten erhoben. Als Verweildauer wurde der stationäre Aufenthalt von der Geburt bis zur Entlassung nach Hause bezeichnet.

Tabelle 1: Stammdaten

StudNr	Geschlecht	GebGew	GestAlt	VerwD
--------	------------	--------	---------	-------

Die zweite Datengruppe beinhaltet klinische Daten der Patienten. Hierzu gehören applizierte Beatmungsmodi während des stationären Aufenthaltes, sowie vorhandene Morbiditäten der Frühgeborenen (Tabelle 2: Beatmungsmodi). Bei den dokumentierten Beatmungsmodi handelte es sich entweder um eine kontrollierte invasive Beatmung (Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation; SIMV), oder um eine nicht-invasive Beatmung (Continuous Positive Airway Pressure; CPAP). Als studienrelevante Morbiditäten wurden definiert: Small for gestational age (SGA), Infektionen (Infekt), persistierender Ductus arteriosus Botalli (PDA), nekrotisierende Enterokolitis (NEC) und Fehlbildungen (Fehl).b).

Tabelle 2: Beatmungsmodi und Morbiditäten

SIMV	CPAP	SGA	Infekt	PDA	NEC	Fehl
------	------	-----	--------	-----	-----	------

3.2.2 Die Röntgenaufnahmen

Die Röntgenaufnahmen wurden mit einem mobilen Röntgengerät (Practix 400 oder Convenio, Philips, Einthoven, The Netherlands) in Kombination mit einem Computed Radiography Speicherfoliensystem durchgeführt (01.04.2011 bis 16.12.2013: Kodak Direct View CR 850, Eastman Kodak Company, Rochester, USA; 17.12.2013 bis 31.01.2016, Agfa DX-G mit nadelbasiertem Detektor, Agfa Health Care NV, Mortsel, Belgium) (Abbildung 1: Geräte).

Die Belichtungseinstellungen wurden dem Patientengewicht und dem jeweiligen Speicherfoliensystem entsprechend festgelegt (Tabelle 3: Röntgeneinstellungen).

Tabelle 3: Röntgeneinstellungen für Röntgen-Thorax und Röntgen-Abdomen in Abhängigkeit vom Gewicht zum Zeitpunkt der Röntgenaufnahme

Gewicht Patient, g	Einstellungen	
	01.04.2011 - 16.12.2013*	17.12.2013 - 31.01.2016**
< 500	65 kV, 0.64 mAs	65 kV, 0.4 mAs
500 - 700	68 kV, 0.64 mAs	68 kV, 0.4 mAs
701 - 1400	72 kV, 0.64 mAs	72 kV, 0.4 mAs
1401 - 4000	75 kV, 0.64 mAs	75 kV, 0.4 mAs

*Kodak Direct View CR 850 System wurde in Kombination mit Kodak GP Platten (18 x 24 cm und 24 x 30 cm) genutzt **Agfa DX-G wurde in Kombination mit einem CR HD 5.0 nadelbasiertem Detektor (18 x 24 cm) genutzt

Es wurde eine Fokus-Film-Distanz von 100 cm eingehalten. Das Dosisflächenprodukt wurde mittels eines am mobilen Röntgengerät installierten Dosimeters gemessen.

Die Daten der Röntgenaufnahmen wurden dem am UKE verwendeten Bildablage- und Kommunikationssystem PACS (Centricity™ RIS/PACS, GE Healthcare, Solingen, Germany) entnommen.

Abbildung 1: Geräte



Röntgengerät
Practix 400, Philips



Speicherfoliengerät
Agfa DX-G

3.2.3 Die Röntgenaufnahmedaten

Die Röntgenaufnahmedaten wurden ebenfalls in zwei Gruppen aufgeteilt. In der ersten Gruppe wurden klinische Daten der Röntgenaufnahmen erhoben (Tabelle 4: Klinische Röntgendaten). Jede Röntgenaufnahme (RöNr) eines jeden Studienteilnehmers wurde nummeriert. Zu jeder dieser Röntgenaufnahme wurde das Gewicht des Frühgeborenen zum Zeitpunkt der Röntgenaufnahme erhoben. Es wurden vier verschiedenen Geburtsgewichtsgruppen definiert (≤ 750 g, 751-1000g, 1001-1250g, 1251-1500g). Somit konnten die Patienten einer gewichtsspezifischen Frühgeborenengruppe (FGG) zugeordnet werden. Die rechtfertigenden Indikationen wurden eingeteilt in respiratorische Symptomatik, Pneumothorax Kontrolle, Lagekontrolle des Tubus, Lagekontrolle des zentralen Venenkatheters, Lagekontrolle der Thoraxdrainage, abdominelle Symptomatik und Sonstige. Vier verschiedene Bildgebungstypen (Art) wurden definiert: das Röntgen-Thorax, das Röntgen-Abdomen, das Babygramm und Sonstige (Abbildung 2: Bildgebungstypen). Als

Babygramm wurde eine Gesamtaufnahme von Thorax und Abdomen bezeichnet. Die Kategorie Sonstige beinhaltete hauptsächlich Bildgebungen der Gliedmaßen.

Tabelle 4: Klinische Röntgendaten

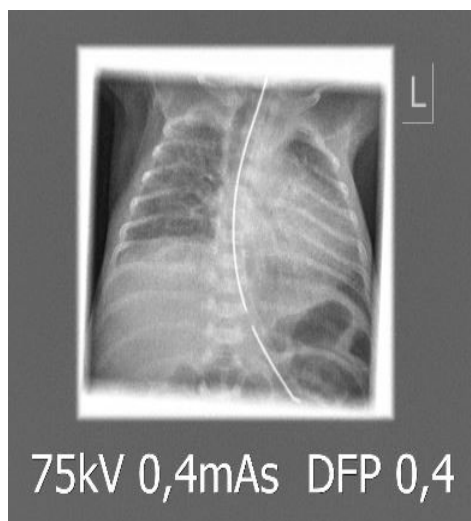
StudNr	RöNr	FGG	Indikation	Art
--------	------	-----	------------	-----

Die zweite Gruppe der Röntgenaufnahmedaten beinhaltete technische Daten der Röntgenaufnahmen (Tabelle 5: Technische Röntgendaten). Hierzu gehörten die angelegte Röhrenspannung (Spannung in kV), die applizierte Ladungsmenge (Strom in mAs), sowie das Dosisflächenprodukt (DFP in m^2Gray). Zusätzlich wurden die Breite und die Höhe der Röntgenaufnahmen vermessen, um hieraus die Feldgröße zu bestimmen.

Tabelle 5: Technische Röntgendaten

RöNr	Spannung kV	Strom mAs	DFP m^2Gray	Breite mm	Höhe mm	Feldgröße cm^2	Konv.- Koef.	Eff Dosis μSv
------	----------------	--------------	--------------------------------	--------------	------------	----------------------------	-----------------	-----------------------------

Abbildung 2: Bildgebungstypen



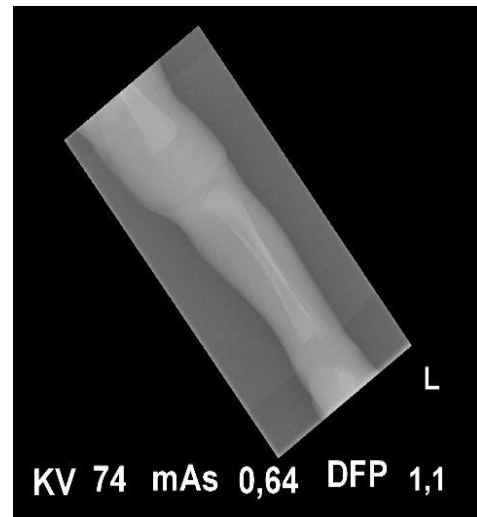
Röntgen-Thorax



Röntgen-Abdomen



Babygramm



Beispiel für Sonstige

3.3 Die Berechnung der effektiven Dosis

Die effektive Dosis jeder Röntgenaufnahme wurde in drei Schritten berechnet.

3.3.1 Dosisflächenprodukt und Luft-Kerma

Die Luft-Kerma frei-in-Luft wurde bestimmt, indem das Dosisflächenprodukt durch die entsprechende Feldgröße dividiert wurde. Wie bereits erwähnt, kann die Luft-Kerma frei-in-Luft als Näherungswert für die Energiedosis verwendet werden.

3.3.2 Luft-Kerma und Konversionskoeffizient

Um zu ermitteln, wie die Luft-Kerma frei-in-Luft sich im Patienten auf die unterschiedlichen Organe verteilt, wurde sich eines bereits bestehenden Voxel-basierten Modells bedient. Dieses Voxel-basierte Modell simuliert die Körperdimensionen eines acht Wochen alten Säuglings, welches 57 cm groß und 4200 g schwer ist (31, 32). Die Voxelgrößen dieses Modells wurden neu skaliert, sodass sie den typischen Körperdimensionen drei verschiedener Gestationsalter entsprachen. Die Interaktion der Röntgenstrahlen mit dem Kindeskörper wurde mithilfe eines Nutzercodes des elektronischen Datenverarbeitungsprogramms EGSnrc simuliert (33-35). Für die Bildgebung wurde eine Röntgenröhrenspannung von 72kV und eine Filtereigenschaft von 0,1 mm Kupfer, sowie 4,4 mm Aluminium simuliert. Diese Filterparameter sind typisch für neonatologische Intensivstationen (Tabelle 6: Definierte Körperdimensionen von Frühgeborenen).

Tabelle 6: Definierte Körperdimensionen von Frühgeborenen (FG) drei verschiedener Gestationsalter

	FG1	FG2	FG3
Gestationsalter, Wochen	24	27	30
Gewicht, g	700	1000	1400
Länge, cm	31.5	35.5	40.0
Durchmesser Brust, cm	5.5	6.0	7.0
Durchmesser Abdomen, cm	6.0	7.0	8.0

Anhand dieser Simulationen wurde für jede definierte Gewichtsgruppe und jeden definierten Bildgebungstypen der effektive Organdosiskonversionskoeffizient ermittelt und in Luft-Kerma frei-in-Luft vereinheitlicht. Der effektive Dosiskonversionskoeffizient wurde gemäß der Definition der Publication 103 of the International Commission on Radiological Protection berechnet (36). Somit konnte anhand des Voxel-basierten Modells für jeden Bildgebungstypen und jede entsprechende Körpergewichtsgruppe ein bestimmter Konversionskoeffizient (Konv.-Koef. in mSv/mGy) ermittelt werden (Tabelle 5: Technische Röntgendaten).

3.3.3 Konversionskoeffizient und effektive Dosis

Die initial berechnete Luft-Kerma frei-in-luft wurde anschließend mit diesem Konversions-koeffizienten multipliziert. Hierdurch wurde die effektive Dosis (EffDosis) jeder Röntgenaufnahme ermittelt. Die effektive Dosis wird in micorsievert (μSv) angegeben (Tabelle 5: Technische Röntgendaten). Als kumulative effektive Dosis wird die gesamte effektive Dosis beschrieben, die einem Patienten während der Verweildauer widerfährt. Sie ergibt sich aus der Summe der effektiven Dosen der einzelnen Röntgenaufnahmen.

3.4 Statistische Auswertung

Für demographische Daten, Morbiditäten und Strahlenbelastung der Patienten wurden Median, Minimal- oder Maximalwerte angegeben. Für kontinuierliche Variablen wurden Durchschnittswerte sowie Standardabweichungen berechnet. Für kategorische Variablen wurden die jeweiligen Anzahlen und Prozentwerte jeweiliger Kategorien ermittelt. Der Zusammenhang zwischen klinischen Angaben (Gestationsalter, Geburtsgewicht, Verweildauer), Anzahl der Röntgenaufnahmen und der kumulativen effektiven Dosis, wurde anhand der Spearman-rank-Korrelation ermittelt. Die

Beziehung zwischen dichotom kategorischen Variablen und kontinuierlichen Variablen (Gestationsalter, Geburtsgewicht, Verweildauer und kumulativer effektiver Dosis) wurde anhand des Mann-Whitney-U-Tests ermittelt. Die abhängige Variable der kumulativen effektiven Dosis wurde logarithmiert, um dessen Verteilung zu normalisieren. Anschließend wurden uni- und multivariate allgemeine lineare Modelle angewandt, um die Auswirkung kategorischer und kontinuierlicher unabhängiger Variablen auf die kumulative effektive Dosis zu bestimmen. Um Gruppen gegeneinander zu vergleichen, wurden für allgemeine lineare Modelle post-hoc-LSD Tests durchgeführt. Um die Strahlenbelastung mit anderen Studien zu vergleichen, wurde ein One-sample-T-Test durchgeführt. Alle Tests waren zweiseitig. Ein p-Wert < 0,05 wurde als statistisch signifikant angesehen.

Für die Datenanalyse wurde die Statistik- und Analyse-Software IBM SPSS Version 24 (SPSS, Chicago, USA) verwendet.

4 Ergebnisse

4.1 Patientendaten und Morbiditäten

Insgesamt wurden 206 Frühgeborene mit einem Geburtsgewicht von <1500 g in die Studie eingeschlossen. Das mediane Geburtsgewicht betrug 1108 g (410-1495 g), das mediane Gestationsalter betrug 29,0 Wochen (23,1 - 33,0 Wochen) und der mediane stationäre Aufenthalt betrug 65 Tage (18 – 297 Tage). Bei jedem Patienten wurde einer der beiden Beatmungsmodi (SIMV oder CPAP) appliziert. Die Patientendaten und die Morbiditäten werden in vier Geburtsgewichtskategorien in der folgenden Tabelle dargestellt (Tabelle 7: Patienten und Morbiditäten).

Tabelle 7: Patientendaten und Morbiditäten

Charakteristika	Geburtsgewichtskategorien, g				Alle Patienten
	≤750	751-1000	1001-1250	1251-1500	
Anzahl der Patienten (%)	27 (13.1)	62 (30.1)	53 (25.7)	64 (31.1)	206 (100.0)
Demographische Angaben					
Weiblich, n (%)	18 (66.6)	32 (51.6)	26 (49.1)	32 (50.0)	108 (52.4)
Geburtsgewicht, g (Spanne)	640.0 (410-743)	923.5 (760-996)	1180.0 (1010-1245)	1414.0 (1263-1495)	1108.0 (410-1495)
GA, Wochen (Spanne)	25.0 (23.1-32.4)	27.9 (24.6-32.0)	29.0 (26.6-33.0)	30.3 (28.4-32.1)	29.0 (23.1-33.0)
SAH, Tage (Spanne)	118.0 (57-195)	75 (42-124)	60 (29-233)	48 (18-297)	65 (18-297)
Morbidität n (%)					
SGA	10 (37.0)	9 (14.5)	6 (11.3)	3 (4.7)	28 (13.6)
Infektion	16 (59.2)	29 (46.8)	18 (34.0)	15 (23.4)	78 (37.9)
PDA	17 (63.0)	26 (41.9)	14 (26.4)	10 (15.6)	67 (32.5)
NEC	7 (25.9)	3 (4.8)	3 (5.7)	1 (1.6)	14 (6.8)
Malformation	0 (0.0)	2 (3.2)	3 (5.7)	1 (1.6)	6 (2.9)

GA: Gestationsalter; SAH: Stationärer Aufenthalt; SGA: Small for Gestational Age; PDA:

Persistierender Ductus Arteriosus; NEC: Nekrotisierende Enterokolitis

4.2 Röntgenaufnahmedaten

Pro Patienten wurden über den Zeitraum des Krankenhausaufenthalts im Median vier Röntgenaufnahmen durchgeführt. Die maximale Anzahl lag bei 68 Röntgenaufnahmen (Tabelle 8: Strahlenbelastung in Abhängigkeit des Geburtsgewichts). Von jedem Frühgeborenen dieser Studie wurde mindestens eine Röntgenaufnahme gemacht.

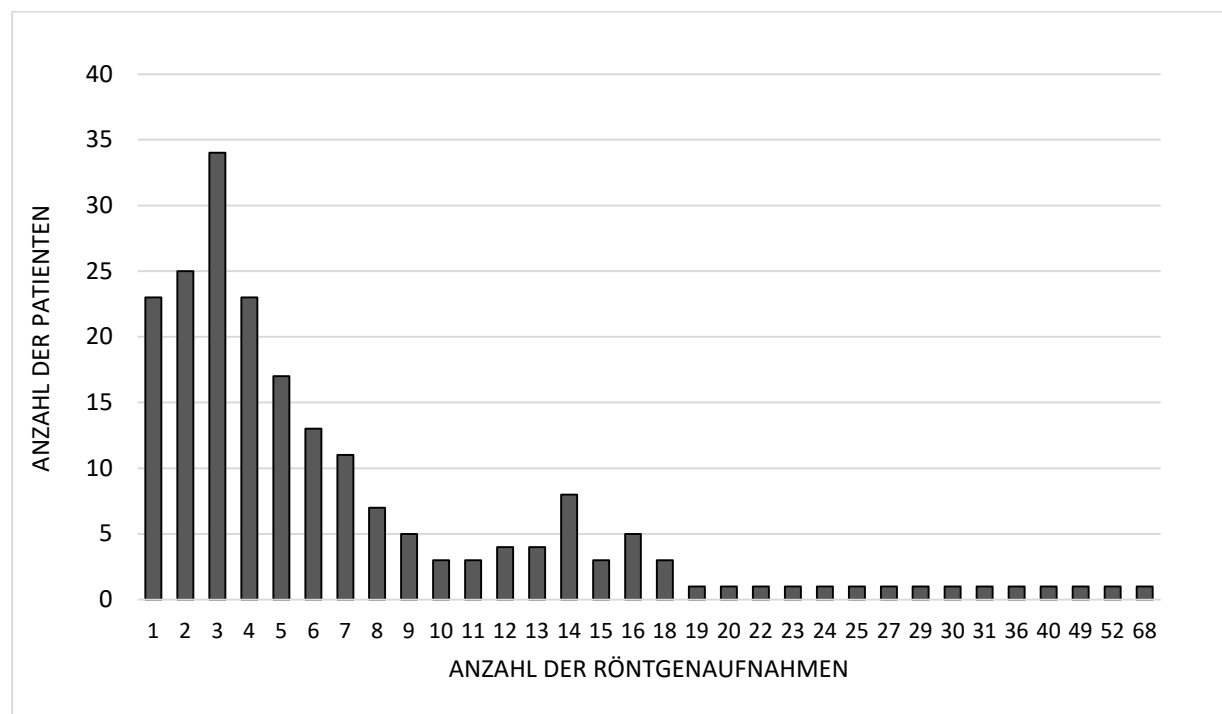
Tabelle 8: Strahlenbelastung in Abhängigkeit des Geburtsgewichts

	Geburtsgewichtskategorien, g				Alle Patienten
	≤750	751-1000	1001-1250	1251-1500	
Anzahl der Röntgenaufnahmen	16 (5-68)	5 (1-29)	5 (1-49)	3 (1-52)	4 (1-68)
Kumulative effektive Dosis, μSv	210.6 (68.4-882.6)	60.2 (9.9-304.7)	49.7 (8.2-537.6)	29.7 (3.6-534.4)	50.0 (3.6-882.6)

Werte sind Mediane (Spanne)

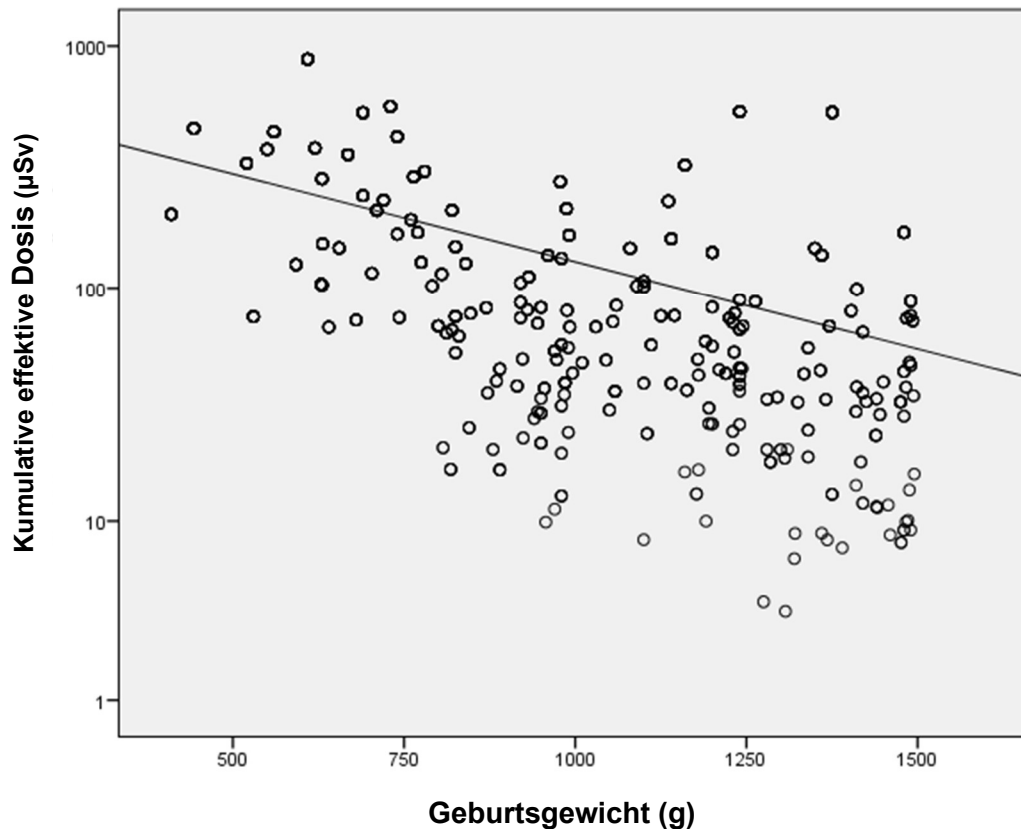
Die Verteilung der Anzahl an Röntgenaufnahmen wird in Abbildung 3 veranschaulicht. Von den 206 Patienten erhielten 45 (21,8%) mehr als zehn Röntgenaufnahmen. 13 (6,3 %) Patienten erhielten mehr als 20 Röntgenaufnahmen.

Abbildung 3: Verteilung der Röntgenanzahl pro Patient (Median: 4)



Es bestand eine deutliche negative Korrelation zwischen Geburtsgewicht und Anzahl an Röntgenaufnahmen bzw. kumulativer effektiver Dosis (p-Wert < 0,001) (Abbildung 4: Verteilung der kumulativen effektiven Dosis).

Abbildung 4: Verteilung der kumulativen effektiven Dosis in Abhängigkeit des Geburtsgewichts mit Ausgleichsgerade (Median: 50.0 μSv)



Patienten der geringsten Geburtsgewichtskategorie (<750 g), erhielten prozentual deutlich mehr Röntgenaufnahmen des Abdomens als Patienten der höheren Geburtsgewichtskategorien (>750 g). Neben einer höheren Anzahl von Röntgenbildern erhielten Frühgeborene der geringsten Geburtsgewichtskategorie auch prozentual mehr Röntgenaufnahmenarten mit einer höheren effektiven Dosis (Babygramm und Abdomen) als Kinder der höheren Geburtsgewichtskategorien (Tabelle 8: Strahlenbelastung in Abhängigkeit des Geburtsgewichts).

Ebenso waren die Diagnose einer nekrotisierenden Enterokolitis (p-Wert < 0,001), das Vorhandensein einer Malformation (p-Wert < 0,001) und eine Beatmung per SIMV (p-

Wert < 0,001) mit einer höheren Anzahl an Röntgenaufnahmen und einer höheren kumulativen effektiven Dosis assoziiert.

Die häufigste Indikation einer Röntgenaufnahme war die Lagekontrolle eines zentralen Venenkatheters. Sie stellte insgesamt 31,2% aller Indikationen dar. Zweithäufigste Indikation war mit 26,8% die Abklärung respiratorischer Symptome, insbesondere unmittelbar nach Geburt. Dritthäufigste Indikation war die Lagekontrolle des endotrachealen Tubus, welche insgesamt 20,0% aller Indikationen darstellte (Tabelle 9: Indikation zur Röntgenaufnahme).

Tabelle 9: Indikation zur Röntgenaufnahme

Indikation	Geburtsgewicht, g		
	<750	751 -1500	gesamt
Lagekontrolle eines zentralen Venenkatheters	25.1 %	34.3 %	31.2%
Respiratorische Symptomatik	21.8 %	30.1 %	26.8%
Lagekontrolle eines Tubus	18.9 %	20.4 %	20.0%
Abdominelle Symptomatik	27.8 %	10.6 %	16.8%
Andere	6.4 %	4.7 %	5.1%

4.3 Konversionskoeffizienten

Anhand des Voxel-basierten Modells, konnten spezifische effektive Konversionskoeffizienten für jede Geburtsgewichtskategorie und jede dazugehörige radiologische Untersuchung ermittelt werden (Tabelle 10: Berechnete Organdosiskonversionsfaktoren der verschiedenen Frühgeborenenengruppen). Für die Kategorie Sonstige konnte kein einheitlich effektiver Konversionskoeffizient erhoben werden, da diese eine heterogene Summe unterschiedlicher Aufnahmen, wie beispielsweise Röntgenaufnahmen vollständiger oder partieller Gliedmaßen darstellte.

Tabelle 10: Berechnete Organdosiskonversionsfaktoren der verschiedenen Frühgeborenenengruppen (FG)

FG Gruppe	Brust	Abdomen	Babygram
FG1	0,508	0,557	0,903
FG2	0,508	0,557	0,908
FG3	0,502	0,548	0,892

4.4 Berechnung der effektiven Dosis

Die mediane kumulative effektive Dosis aller Patienten lag bei 50,0 μSv (Spanne 3,6 - 882,6 μSv) (Tabelle 8: Strahlenbelastung in Abhängigkeit des Geburtsgewichts).

Die mediane kumulative effektive Dosis für Frühgeborene der leichtesten Geburtsgewichtsgruppe (<750g) betrug 210,6 μSv , bei einer Spanne von 68,4 - 882,6 μSv , die der anderen drei Geburtsgewichtsgruppen zusammen war mit 43,5 μSv , (Spanne von 3,6 – 537,6 μSv) deutlich geringer (p-Wert < 0,001).

Die effektive Dosis eines Röntgen-Thorax lag im Median bei 10,4 μSv (Spanne 1,7 – 48,5 μSv), eines Röntgen-Abdomen bei 12,5 μSv (Spanne 2,8 - 38,7 μSv) und eines Babygramms bei 18,6 μSv (Spanne 3,8 – 48,0 μSv).

4.5 Rechtfertigende Indikation und effektive Dosis

Insgesamt wurde in dieser Studie auf 206 Kinder eine gesamte effektive Dosis von 19.132 μSv appliziert. Die rechtfertigenden Indikationen zur jeweiligen Röntgenuntersuchung trugen in unterschiedlichem Ausmaß zur gesamten verursachten effektiven Dosis bei (Tabelle 11: Rechtfertigende Indikation und anteilige effektive Dosis). Die Lagekontrolle des zentralen Venenkatheters verursachte 30,3% der gesamten effektiven Dosis. Die Abklärung respiratorischer Symptome verursachte 25,2% der effektiven Dosis. Abdominelle Symptomaten verursachten 19,8% der effektiven Dosis. Die Lagekontrolle des Tubus verursachte 19,6% der effektiven Dosis.

Tabelle 11: Rechtfertigende Indikation und anteilige effektive Dosis

Rechtfertigende Indikation	Anteil an summierter effektiver Dosis, %	Effektive Dosis/Indikati on, μSv	Summe effektiver Dosis, μSv
Lagekontrolle eines zentralen Venenkatheters	30,3%	11,94 μSv	5.803 μSv
Respiratorische Symptomatik	25,2%	11,55 μSv	4.830 μSv
Abdominelle Symptomatik	19,8%	14,44 μSv	3.784 μSv
Lagekontrolle eines Tubus	19,6%	12,03 μSv	3.752 μSv
Andere	5,1%	11, 67 μSv	976 μSv

5 Diskussion

Auch die medizinische Bildgebung wurde vom Zeitalter der Digitalisierung eingeholt und erfuhr im Zuge dessen maßgebliche Veränderungen. Obwohl der Wechsel von konventionellen zu digitalisierten Verfahren das Potential besitzt, die Patientendosis zu verringern, birgt er ebenso aus den oben genannten Gründen das Risiko ebenjene zu erhöhen. Bisherige Studien, in welchen die Strahlenbelastung von Frühgeborenen ermittelt wurde, beziehen sich ausschließlich auf konventionelle Röntgenverfahren. In dieser Studie wird erstmalig die Strahlenbelastung von Frühgeborenen mit sehr geringem Geburtsgewicht ermittelt, welche durch ein digitales Röntgenverfahren verursacht wird.

5.1 Methodenkritik

Die effektive Dosis kann nicht direkt im Patienten gemessen werden. Sie muss anhand von theoretischen Modellen und physikalischen Gleichungen errechnet werden.

5.1.1 Das Voxel-basierte Modell

Die drei Voxel-basierten Modelle der Frühgeborenen wurden anhand einer Neuskalierung eines bereits bestehenden Modells eines acht wochenalten Neugeborenen erstellt (31, 32). Durch die geometrische Neuskalierung werden jedoch Körper- und Organproportionen des achtwochenalten Säuglings beibehalten und Proportionsunterschiede zu Frühgeborenen bleiben unberücksichtigt. Die Konversionskoeffizienten der unterschiedlichen Modelle variieren jedoch jeweils nur um einen sehr geringen Betrag (<5%). Daher kann angenommen werden, dass die Einteilung der Patienten in bestimmte Gewichtsgruppen eine ausreichend verlässliche Bestimmung der effektiven Dosis erlaubt.

5.2 Interpretation der Ergebnisse

Die Verteilung der Bildgebungsarten ist mit vorherigen Studien über Frühgeborene vergleichbar (1, 37, 38). Das Röntgen-Thorax war mit 69,4% aller Röntgenaufnahmen die häufigste Bildgebung und machte 61,4% der kumulativen effektiven Dosis aus. Das Röntgen-Abdomen war mit 16,2% die zweithäufigste Bildgebung und machte 17,1% der kumulativen effektiven Dosis aus. Als dritthäufigste Bildgebungsart wurde mit 13,2% das Babygramm durchgeführt, welches 20,2% der kumulativen Dosis und somit mehr als das Röntgen-Abdomen ausmachte. Dies ist auf die größere Feldgröße des Babygramms zurückzuführen. Ein Babygramm verursachte durchschnittlich eine

effektive Dosis von 18,8 μSv , wohingegen ein Röntgen-Abdomen durchschnittlich eine effektive Dosis von 12,9 μSv verursachte.

Ebenso mit vorhergehenden Studien vereinbar, ist unsere Beobachtung eines starken Zusammenhanges zwischen Geburtsgewicht und kumulativer effektiver Dosis. Patienten mit einem Geburtsgewicht von <750 g hatten eine 3,5-fach höhere mediane kumulative effektive Dosis als Patienten der Gewichtsgruppe 751-1000 g und sogar eine 7-fach erhöhte kumulative effektive Dosis als Patienten der Gewichtsgruppe 1251-1500 g (Tabelle 12: Strahlenbelastung bezüglich des Geburtsgewichtes).

Tabelle 12: Strahlenbelastung bezüglich des Geburtsgewichtes

	Geburtsgewichtskategorien, g				Alle Patienten
	≤ 750	751-1000	1001-1250	1251-1500	
Anzahl der Röntgenaufnahmen	16 (5-68)	5 (1-29)	5 (1-49)	3 (1-52)	4 (1-68)
Kumulative effektive Dosis, μSv	210.6 (68.4-882.6)	60.2 (9.9-304.7)	49.7 (8.2-537.6)	29.7 (3.6-534.4)	50.0 (3.6-882.6)

Anzahlen sind Medianwerte (Spanne).

Der Patient mit der höchsten Strahlenbelastung dieser Studie erhielt 68 Röntgenaufnahmen und eine kumulative effektive Dosis von 883 μSv . Es handelte sich hierbei um einen SGA-Zwilling mit einem Geburtsgewicht von 609 g, welcher an einem Atemnotsyndrom des Neugeborenen, einer bronchopulmonalen Dysplasie, einer respiratorischen Candida-Infektion und einem chirurgisch versorgten Mekoniumileus litt. Alle diese Morbiditäten sind stark mit extremer Frühgeburtlichkeit assoziiert (39). Zwei weitere Kinder mit einem Geburtsgewicht von 1200 g und 1400 g stachen mit ca. 50 Röntgenaufnahmen und einer kumulativen effektiven Dosis von jeweils > 500 μSv heraus (Abbildung 4: Verteilung der kumulativen effektiven Dosis). Eines der beiden Kinder wurde mit einer rupturierten Omphalozele geboren und entwickelte ein Atemnotsyndrom des Neugeborenen, eine pulmonale Hypertension, eine bronchopulmonale Dysplasie aufgrund einer längeren Beatmungsperiode und einen Ileus mit Peritonitis. Das andere der beiden Kinder wurde im Rahmen eines VACTERL-Syndroms mit einer Ösophagusatresie mit Tracheoösophagealfistel, einer Duodenalatresie sowie einem Ventrikel- und Vorhofseptumdefekt geboren und erlitt wiederholte Infektionen, insbesondere Aspirationspneumonien.

5.3 Vergleich mit den Ergebnissen anderer Studien

In vorherigen Studien wird eine kumulative mediane Strahlenbelastung Neugeborener durch Röntgenuntersuchungen mit einer Spanne von 71,5 - 330 μ Sv angegeben (1, 2, 17-23, 37, 38). Aus verschiedenen Gründen ist eine Vergleichbarkeit dieser Ergebnisse mit unseren Daten nur bedingt möglich. Zum Beispiel wurden in einigen Studien statt der effektiven Dosis andere Dosen ermittelt, wie beispielsweise die Entrance-skin-dose (19, 20, 22, 37). Die Entrance-skin-dose gibt die Strahlenbelastung der Hautoberfläche an, wo das Strahlenbündel auftrifft. Für einen validen Vergleich mit unserer Studie wäre jedoch eine Berechnung der effektiven Dosis mittels Konversionsfaktor und Monte-Carlo-Simulation nötig gewesen (40). Wieder andere Studien ermöglichten keinen direkten Vergleich, da relevante Patientendaten, wie Geburtsgewicht und Gestationsalter, nicht erhoben wurden (17, 18, 21, 23).

Insbesondere drei Studien der letzten zwei Jahrzehnte erlaubten einen direkten Vergleich mit dieser Studie (1, 2, 38).

Hierzu zählt die Studie von Puch-Kapst et al. (1), welche ebenfalls Patienten mit sehr geringem und extrem geringem Geburtsgewicht untersuchte. Kinder der Studie von Puch-Kapst et al. hatten eine ähnliche Anzahl an Röntgenaufnahmen (Median 4) und erhielten dennoch eine um 43% höhere kumulative effektive Dosis (Tabelle 13: Durch Röntgenaufnahmen bedingte Strahlenbelastung verschiedener Studien).

Eine andere Studie mit der gleichen Fragestellung wurde von Donadiou et al. (2) durchgeführt. Die kumulative effektive Dosis der Studie von Donadiou et al. war beinahe um das Dreifache höher als in unserer Studie. Die deutlich höhere kumulative effektive Dosis ist vor allem auf eine höhere Anzahl von Röntgenaufnahmen pro Kind, sowie einem höheren Anteil von Babygrammen zurückzuführen. Die effektive Dosis pro Röntgenaufnahme der Studie von Donadiou et al. war jedoch ähnlich, wie die dieser Studie (Tabelle 13: Durch Röntgenaufnahmen bedingte Strahlenbelastung verschiedener Studien).

Wilson-Costello et al. (38) untersuchten ausschließlich Patienten mit einem Geburtsgewicht von <750 g. Die kumulative effektive Dosis der Patientengruppe der Studie von Wilson-Costello et al. war um ein Dreifaches höher als die der Patientengruppe <750 g unserer Studie. Dies ist zuallererst auf die Tatsache

zurückzuführen, dass Patienten der Studie von Wilson-Costello et al. die doppelte Anzahl an Röntgenaufnahmen erhielten. Aber auch die effektive Dosis pro Röntgenaufnahme, besonders pro Röntgen-Abdomen und Babygramm, waren um das Anderthalbfache höher als die dieser Studie.

Tabelle 13: Durch Röntgenaufnahmen bedingte Strahlenbelastung verschiedener Studien

Referenz studie (Bildgebendes verfahren)	Pat. Anz ahl	Geburts gewicht, g	Röntg enauf nahm e pro Pat.	Kumul. effekt. Dosis, µSv pro Pat.	Effektive Dosis pro Röntgenaufnahme, µSv			
					Thorax	Abdomen	Babygramm	Gesamt
Puch-Kapst et al, 2009 (konventionell)	212	1100 (445-1500)	4 (1-62)	71.5 (8.5-1424.0)	14.4* (±NA)	17.8* (±NA)	23.8* (±NA)	16.1* (±NA)
Dondieu et al, 2006 (konventionell)	450	1250 (520-2760)	10.6 (0-95)	138 (0-1450.0)	13.3 (11.6-14.2)	13.5 (12.8-14.9)	21.3 (18.7-21.2)	NA
Wilson-Costello et al, 1996 (konventionell)	25	671 (490-745)	30.8 (12-59)	717* (±340)	16.7* (±6.6)	33.7* (±32.2)	32.8* (±13.0)	23.3* (±11.0)
Diese Studie (digital)	206	1108 (410-1495)	4 (1-68)	50.0 (3.6-882.6)	10.4 (1.7-48.5)	12.5 (2.8-38.3)	18.6 (3.8-48.0)	11.34 (5.3-41.5)

Angaben sind Medianwerte (Spanne), falls nicht mit Sternchen versehen (*Durchschnitt ± Standartabweichung), NA = nicht angegeben

Um den Einfluss des digitalen Röntgens auf verursachte Strahlenbelastung beurteilen zu können, ist die Erhebung der angewendeten Feldgröße essenziell, da diese einen wesentlichen Einfluss auf die Höhe der applizierten Energiedosis hat. Diese Daten wurden lediglich von Puch-Kapst et al. erhoben. Tatsächlich gab es zwischen der Studie von Puch-Kapst et al. und unserer Studie keine signifikanten Unterschiede in der effektiven Dosis pro Quadratzentimeter Feldgröße (Tabelle 14: Vergleich der effektiven Dosis in Bezug auf die Feldgröße) Hiermit wird erneut die Bedeutung der Minimierung der Feldgröße zur Reduktion der Belastung durch Röntgenstrahlung verdeutlicht. In einer Studie, welche Röntgen-Thorax-Aufnahmen analysierte, konnte gezeigt werden, dass durchschnittlich 45% aller Aufnahmen unnötig nicht-thorakale Organe und andere Gewebe abbildeten (41).

Die großen Unterschiede zwischen den Studien bezüglich der Anzahl der pro Patient durchgeführten Röntgenaufnahmen (Tabelle 13: Durch Röntgenaufnahmen bedingte Strahlenbelastung verschiedener Studien) können nicht ausschließlich auf Unterschiede zwischen den Patientenpopulationen zurückgeführt werden, sondern suggerieren, dass klar standardisierte Protokolle zur Bildgebung auf neonatologischen Intensivstationen erforderlich sind.

Tabelle 14: Vergleich der effektiven Dosis in Bezug auf die Feldgröße

Ermittelte Größe	Bildgebungsart	Diese Studie	Puch-Kapst	p-Wert
Effektive Dosis, μSv	Thorax	10.9	14.4	<0.01
	Abdomen	12.9	17.8	<0.01
	Babygramm	18.8	23.8	<0.01
Feldgröße, Durchschnitt ($\pm$ SA), cm^2	Thorax	88 (± 39)	115 (± 44)	<0.01
	Abdomen	101 (± 38)	162 (± 50)	<0.01
	Babygramm	121 (± 41)	132 (± 48)	<0.01
Effektive Dosis pro Feldgröße, $\mu\text{Sv}/\text{cm}^2$	Thorax	0.124	0.125	0.886
	Abdomen	0.128	0.110	<0.01
	Babygramm	0.155	0.180	<0.01

SA=Standardabweichung

5.4 Vergleich mit natürlicher und nicht-natürlicher Strahlenbelastung

Um die in dieser Studie erhobene Strahlenbelastung sinnvoll zu interpretieren, muss diese mit der natürlichen Strahlenexposition und der nicht-natürlichen Strahlenbelastung ins Verhältnis gesetzt werden.

Alles Leben auf der Welt ist einer natürlichen Strahlenexposition ausgesetzt. Diese setzt sich zusammen aus kosmischer Strahlung, welche aus den Tiefen des Weltalls stammt und aus terrestrischer Strahlung, welche durch natürliche radioaktive Stoffe in den Erd- und Gesteinsschichten verursacht wird. Die kosmische Strahlung wird durch unsere Atmosphäre abgeschwächt und kann dementsprechend in Abhängigkeit der Höhenlage variieren. Die terrestrische Strahlung variiert je nach Konzentration der verschiedenen radioaktiven Stoffe im Boden.

Das deutsche Bundesamt für Strahlenschutz gibt in Deutschland eine durchschnittliche natürliche Strahlenexposition mit einer jährlichen effektiven Dosis von 2.100 μSv an. Folglich beträgt die durchschnittliche effektive Dosis pro Tag 5,75 μSv . Die hier erhobene mediane effektive Dosis von 50,0 μSv entspricht somit

weniger als neun Tagen dieser jährlichen Strahlenexposition. Ein Röntgen-Thorax mit 10,4 μSv oder Röntgen-Abdomen mit 12,5 μSv entspricht ungefähr zwei Tagen der jährlichen Strahlenexposition. Ein Babygramm entspricht mit 18,6 μSv drei Tagen der jährlichen Strahlenexposition. Die Ergebnisse zeigen, dass auf einer neonatologischen Intensivstation eine niedrige Strahlenbelastung durch digitale Röntgenverfahren möglich ist.

Die nicht-natürliche Strahlenbelastung wird hauptsächlich durch medizinische Prozeduren verursacht. Sie variiert länderspezifisch je nach Eigenheit des gesundheitlichen Versorgungssystems. Das deutsche Bundesamt für Strahlenschutz gibt in Deutschland eine jährliche nicht-natürliche Strahlenbelastung mit einer effektiven Dosis von etwa 1700 μSv an.

5.5 Linear-No-Threshold Modell vs. Threshold Modell

Die WHO konstatierte in ihrem Bericht von 2016 über pädiatrische Bildgebung, dass die Risiko-Einschätzung einer geringen Strahlendosis schwierig sei. Um dieser Frage nach zu gehen kann sich zwei Modellen bedient werden.

Das Linear-No-Threshold Modell geht von einem linearen Zusammenhang zwischen Strahlenbelastung und Malignomentwicklung aus und wird von den einschlägigen Institutionen der Strahlenforschung gestützt (42-45). Bedient man sich diesem Modell, kann man für unterschiedliche Bildgebungen und deren Strahlenbelastung eine theoretische lineare Wahrscheinlichkeit einer Malignomentwicklung berechnen. So wird beispielsweise in der Literatur beim Neugeborenen eine Malignomwahrscheinlichkeit für ein Röntgen Thorax von $(0.4-2) \times 10^{-6}$, für ein Röntgen Abdomen von $(0.6-2.9) \times 10^{-6}$ oder generell für eine Röntgenaufnahme von $(0.3-1.3) \times 10^{-6}$ angegeben (17, 21).

Doch eine Entwicklung dieses Modells wird auch von den einschlägigen Institutionen nicht ausgeschlossen (45). Dem Linear-No-Threshold Modell gegenüber steht das sogenannte Threshold-Modell, welches von einem nicht-linearem Zusammenhang zwischen Strahlenbelastung und Malignomentwicklung ausgeht. Hier wird davon ausgegangen, dass Strahlenbelastungen unterhalb einem bestimmten Schwellenwert kein erhöhtes Malignomrisiko verursacht wird (50, 51).

Eine genaue Risikoeinschätzung für diesen geringen Dosisbereich dieser Studie bleibt insbesondere für die gering untersuchte Patientengruppe der Frühgeborenen weiterhin schwierig und bedarf einer umfassenden eigenständigen Untersuchung.

5.6 Entwicklung

Um Patienten Strahlenbelastung zu ersparen, können alternative bildgebende Verfahren zum Röntgen eingesetzt werden. Infolge der stetig besseren werdenden Auflösung hat sich die Ultraschalltechnik als effektive und zuverlässige Methode zur Diagnostik und Abklärung des Atemnotsyndroms des Neugeborenen (46), der Lagekontrolle eines zentralen Venenkatheters (47-49) sowie der Lagekontrolle eines Endotrachealtubus (50-52) dargestellt. Zudem lassen jüngste Studien vermuten, dass die abdominelle Ultraschalluntersuchung bei Kindern eine nekrotisierende Enterkolitis mit hoher Sensitivität und Spezifität identifizieren oder ausschließen kann (53, 54). Um eine Minderung der Strahlenbelastung im Rahmen dessen zu gewährleisten, muss jedoch eine ausreichende Ausbildung des Personals bezüglich genannter alternativer Bildgebungen sichergestellt werden.

Gegenüber konventioneller Röntgentechnik verfügen digitale Röntgensysteme über das Potential die Strahlenbelastung erheblich zu senken. Eine Senkung der Strahlenbelastung ohne die Verschlechterung der Bildqualität zu bewirken ist jedoch äußerst komplex und verlangt eine Optimierung des gesamten Bildgebungsprozesses (Detektor, Bilderzeugung, Verarbeitung und Abbildung). Eine Weiterentwicklung der zur Verfügung stehenden Technologien, wie beispielsweise die Einführung von Flachbilddetektoren, ist eine vielversprechend Entwicklung im Bereich des digitalen Röntgens in Bezug auf die Reduzierung der Strahlenbelastung des Patienten (55, 56).

6 Schlussfolgerung

Dies ist die erste Studie, in welcher die Strahlenbelastung durch digitales Röntgen von Neugeborenen mit sehr geringem Geburtsgewicht während des Aufenthalts auf einer neonatologischen Intensivstation analysiert wurde. Hauptgründe für ein erhöhtes Risiko für höhere Strahlenbelastung der Patienten waren ein geringes Geburtsgewicht und assoziierte Komorbiditäten, wie das Vorhandensein von Malformationen, das Vorliegen einer nekrotisierenden Enterkolitis oder die Notwendigkeit einer invasiven Beatmung.

Im Vergleich zu anderen Publikationen, hatten Patienten in unserer Studie eine signifikant geringere Strahlenexposition. Unsere Studie machte jedoch deutlich, dass die Anzahl der pro Patienten durchgeführten Röntgenaufnahmen und die gewählte Feldgröße einen bedeutenderen Einfluss auf die kumulative Strahlenbelastung haben als die Art der angewandten Röntgentechnik.

Insgesamt konnten wir zeigen, dass die zahlreichen Vorteile des digitalen Röntgens im Bereich der Neonatologie angewandt werden können, ohne eine Zunahme der Strahlenbelastung zu bewirken.

7 Zusammenfassung

Trotz all seinen Vorteilen birgt das digitale Röntgen aufgrund seiner technischen Eigenschaften das Risiko die angewandte Strahlenbelastung zu erhöhen. In dieser Studie wurde der Frage nachgegangen, ob die Strahlenbelastung von Frühgeborenen auf einer neonatologischen Intensivstation durch digitales Röntgen im Vergleich zum konventionellen Röntgen erhöht ist. Hierfür wurde die Energiedosis der jeweiligen Röntgenaufnahmen von 206 kleinen Patienten erhoben. Die Herstellung virtueller Modelle von Frühgeborenen erlaubte eine Simulation der Verteilung dieser Energiedosis und somit die Berechnung der entscheidenden effektiven Dosis. Zuerst wurden klinische Faktoren erhoben, welche mit einer erhöhten Strahlenbelastung einhergehen. Im anschließenden Vergleich mit der aktuellen Studienlage konnte diese Studie zeigen, dass digitales Röntgen keine erhöhte Strahlenbelastung für Frühgeborene auf einer neonatologischen Intensivstation verursacht. Die effektive Dosis war sogar signifikant geringer, was jedoch hauptsächlich auf Feldgröße und Anzahl der Röntgenaufnahmen zurückzuführen war. Zusammenfassend überwiegen in dieser Studie somit die Vorteile des digitalen Röntgen in der Neonatologie, vorausgesetzt eines geschulten Umgangs mit der neuen Technologie.

7.1 Synopsis

Despite all its advantages, digital x-raying, due to its technical characteristics, carries the risk of increasing the applied radiation exposure. This study investigated the question of whether the radiation exposure of premature infants in a neonatal intensive care unit is increased by digital radiography compared to conventional radiography. For this purpose, the energy dose of the respective X-ray images of 206 small patients was determined. The production of virtual models of premature infants allowed the simulation of the distribution of this energy dose and thus the calculation of the decisive effective dose. First, clinical factors associated with increased radiation exposure were determined. In a consequent comparison with the current study situation, this study was able to show that digital radiography does not cause increased radiation exposure for premature infants in a neonatal intensive care unit. The effective dose was even significantly lower, but this was mainly due to field size and number of X-rays. In summary, in this study the advantages of digital radiography in neonatology outweigh the disadvantages, provided a trained handling of the new technology.

8 Literaturverzeichnis

1. Puch-Kapst K, Juran R, Stoeber B, Wauer RR. Radiation exposure in 212 very low and extremely low birth weight infants. *Pediatrics*. 2009;124(6):1556-64.
2. Donadieu J, Zeghnoun A, Roudier C, Maccia C, Pirard P, Andre C, et al. Cumulative effective doses delivered by radiographs to preterm infants in a neonatal intensive care unit. *Pediatrics*. 2006;117(3):882-8.
3. Radiation UNSCotEoA. Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) 2013 Report, Volume II 2014.
4. Ozasa K, Shimizu Y, Suyama A, Kasagi F, Soda M, Grant EJ, et al. Studies of the mortality of atomic bomb survivors, Report 14, 1950-2003: an overview of cancer and noncancer diseases. *Radiation research*. 2012;177(3):229-43.
5. Streffer C, Shore R, Konermann G, Meadows A, Uma Devi P, Preston Withers J, et al. Biological effects after prenatal irradiation (embryo and fetus). A report of the International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICRP*. 2003;33(1-2):5-206.
6. Bartley K, Metayer C, Selvin S, Ducore J, Buffler P. Diagnostic X-rays and risk of childhood leukaemia. *International Journal of Epidemiology*. 2010;39(6):1628-37.
7. Infante-Rivard C. DIAGNOSTIC X RAYS, DNA REPAIR GENES AND CHILDHOOD ACUTE LYMPHOBLASTIC LEUKEMIA. *Health physics*. 2003;85(1):60-4.
8. Gunz FW, Atkinson HR. Medical Radiations and Leukaemia: A Retrospective Survey. *BMJ*. 1964;1(5380):389-93.
9. Meinert R, Kaletsch U, Kaatsch P, Schüz J, Michaelis J. Associations between Childhood Cancer and Ionizing Radiation: Results of a Population-based Case-Control Study in Germany. *Cancer Epidemiology Biomarkers & Prevention*. 1999;8(9):793-9.
10. Inskip PD, Ekblom A, Galanti MR, Grimelius L, Boice JD. Medical Diagnostic X Rays and Thyroid Cancer. *JNCI Journal of the National Cancer Institute*. 1995;87(21):1613-21.
11. Bithell JF, Stewart AM. Pre-natal irradiation and childhood malignancy: a review of British data from the Oxford Survey. 1975;31(3):271-87.
12. Vano E, Fernandez JM, Ten JJ, Prieto C, Gonzalez L, Rodriguez R, et al. Transition from screen-film to digital radiography: evolution of patient radiation doses at projection radiography. *Radiology*. 2007;243(2):461-6.
13. Lança L, Silva A. Digital radiography detectors – A technical overview: Part 1. *Radiography*. 2009;15(1):58-62.
14. Vano E, Faulkner K, Orton CG. Point/Counterpoint. A major advantage of digital imaging for general radiography is the potential for reduced patient dose so film/screen systems should be phased out as unnecessarily hazardous. *Medical physics*. 2006;33(6):1529-31.
15. Uffmann M, Schaefer-Prokop C. Digital radiography: the balance between image quality and required radiation dose. *European journal of radiology*. 2009;72(2):202-8.
16. Seibert JA. Digital radiography: image quality and radiation dose. *Health physics*. 2008;95(5):586-98.
17. Armpilia CI, Fife IA, Croasdale PL. Radiation dose quantities and risk in neonates in a special care baby unit. *The British journal of radiology*. 2002;75(895):590-5.
18. Brindhaban A, Al-Khalifah K. Radiation dose to premature infants in neonatal intensive care units in Kuwait. *Radiation protection dosimetry*. 2004;111(3):275-81.
19. Iyer NP, Baumann A, Rzeszotarski MS, Ferguson RD, Mhanna MJ. Radiation exposure in extremely low birth weight infants during their neonatal intensive care unit stay. *World journal of pediatrics : WJP*. 2013;9(2):175-8.
20. McParland BJ, Gorka W, Lee R, Lewall DB, Omojola MF. Radiology in the neonatal intensive care unit: dose reduction and image quality. *The British journal of radiology*. 1996;69(826):929-37.

21. Olgar T, Onal E, Bor D, Okumus N, Atalay Y, Turkyilmaz C, et al. Radiation exposure to premature infants in a neonatal intensive care unit in Turkey. *Korean journal of radiology*. 2008;9(5):416-9.
22. Ono K, Akahane K, Aota T, Hada M, Takano Y, Kai M, et al. Neonatal doses from X ray examinations by birth weight in a neonatal intensive care unit. *Radiation protection dosimetry*. 2003;103(2):155-62.
23. Scott MV, Fujii AM, Behrman RH, Dillon JE. Diagnostic ionizing radiation exposure in premature patients. *Journal of perinatology : official journal of the California Perinatal Association*. 2014;34(5):392-5.
24. Sauer R, Müller RG. Kapitel 2 - Strahlenphysik. *Radiologie (Third Edition)*. Munich: Urban & Fischer; 2006. p. 9-33.
25. Goretzki G. *Medizinische Strahlenkunde : physikalisch-technische Grundlagen*. München u.a.: Urban & Schwarzenberg; 1987.
26. Schröder UG. *Strahlenschutzkurs für Mediziner : 44 Tabellen*. 2., aktualisierte Aufl. ed. Schröder BS, editor. Stuttgart u.a.: Thieme; 2007.
27. Sauer R. Kapitel 3 - Strahlenbiologie. *Radiologie (Third Edition)*. Munich: Urban & Fischer; 2006. p. 35-63.
28. Laubenberger T. *Technik der medizinischen Radiologie : Diagnostik, Strahlentherapie, Strahlenschutz ; für Ärzte, Medizinstudenten und MTRA*. 7., überarb. Aufl. ed. Laubenberger J, editor. Köln: Dt. Ärzte-Verl.; 1999.
29. Lança L, Silva A. Digital radiography detectors – A technical overview: Part 2. *Radiography*. 2009;15(2):134-8.
30. Allgemeiner Teil. *Lehrbuch der röntgendiagnostischen Einstelltechnik: Begründet von M Zimmer-Brossy*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2008. p. 1-58.
31. Zankl M, Veit R, Williams G, Schneider K, Fendel H, Petoussi N, et al. The construction of computer tomographic phantoms and their application in radiology and radiation protection. *Radiation and environmental biophysics*. 1988;27(2):153-64.
32. Veit R, Zankl M, Petoussi N, E. M, Williams G, Drexler G. Tomographic anthropomorphic models. Pt. 1: Construction technique and descriptions of an 8 week old baby and a 7 year old child. *GSF-Report*. 1989.
33. Schlattl H, Zankl M, Becker J, Hoeschen C. Dose conversion coefficients for CT examinations of adults with automatic tube current modulation. *Physics in medicine and biology*. 2010;55(20):6243-61.
34. Schlattl H, Zankl M, Becker J, Hoeschen C. Dose conversion coefficients for paediatric CT examinations with automatic tube current modulation. *Physics in medicine and biology*. 2012;57(20):6309-26.
35. Schlattl H, Zankl M, Hausleiter J, Hoeschen C. Local organ dose conversion coefficients for angiographic examinations of coronary arteries. *Physics in medicine and biology*. 2007;52(15):4393-408.
36. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Annals of the ICRP*. 2007;37(2-4):1-332.
37. Sutton PM, Arthur RJ, Taylor C, Stringer MD. Ionising radiation from diagnostic x rays in very low birthweight babies. *Archives of disease in childhood Fetal and neonatal edition*. 1998;78(3):F227-9.
38. Wilson-Costello D, Rao PS, Morrison S, Hack M. Radiation exposure from diagnostic radiographs in extremely low birth weight infants. *Pediatrics*. 1996;97(3):369-74.
39. Stoll BJ, Hansen NI, Bell EF, Shankaran S, Laptook AR, Walsh MC, et al. Neonatal outcomes of extremely preterm infants from the NICHD Neonatal Research Network. *Pediatrics*. 2010;126(3):443-56.
40. Gkanatsios NA, Huda W. Computation of energy imparted in diagnostic radiology. *Medical physics*. 1997;24(4):571-9.

41. Soboleski D, Theriault C, Acker A, Dagnone V, Manson D. Unnecessary irradiation to non-thoracic structures during pediatric chest radiography. *Pediatric Radiology*. 2006;36(1):22-5.
 42. National Research Council Committee on the Biological Effects of Ionizing R. *Health Effects of Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation*: Beir V. Washington (DC): National Academies Press (US)
- Copyright (c) 1990 by the National Academy of Sciences.; 1990.
43. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICRP*. 1991;21(1-3):1-201.
 44. Radiation UNSCotEoA. *Sources and Effects of Ionizing Radiation*, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) 1994 Report 1994.
 45. Boice JD, Jr. The linear nonthreshold (LNT) model as used in radiation protection: an NCRP update. *International journal of radiation biology*. 2017;93(10):1079-92.
 46. Copetti R, Cattarossi L, Macagno F, Violino M, Furlan R. Lung ultrasound in respiratory distress syndrome: a useful tool for early diagnosis. *Neonatology*. 2008;94(1):52-9.
 47. Nichols I, Doellman D. Pediatric peripherally inserted central catheter placement: application of ultrasound technology. *Journal of infusion nursing : the official publication of the Infusion Nurses Society*. 2007;30(6):351-6.
 48. Abdeyazdan Z, Sheikhan-Sudani E, Sadeghnia A, Talakoub S. Effect of using static ultrasound technique on peripherally inserted central catheters' insertion success rate in neonates in a neonatal intensive care unit. *Iranian journal of nursing and midwifery research*. 2014;19(6):643-6.
 49. de Carvalho Onofre PS, da Luz Goncalves Pedreira M, Peterlini MA. Placement of peripherally inserted central catheters in children guided by ultrasound: a prospective randomized, and controlled trial. *Pediatric critical care medicine : a journal of the Society of Critical Care Medicine and the World Federation of Pediatric Intensive and Critical Care Societies*. 2012;13(5):e282-7.
 50. Dennington D, Vali P, Finer NN, Kim JH. Ultrasound confirmation of endotracheal tube position in neonates. *Neonatology*. 2012;102(3):185-9.
 51. Sethi A, Nimbalkar A, Patel D, Kungwani A, Nimbalkar S. Point of care ultrasonography for position of tip of endotracheal tube in neonates. *Indian pediatrics*. 2014;51(2):119-21.
 52. Chowdhry R, Dangman B, Pinheiro JM. The concordance of ultrasound technique versus X-ray to confirm endotracheal tube position in neonates. *Journal of perinatology : official journal of the California Perinatal Association*. 2015;35(7):481-4.
 53. Kim W-Y, Kim I-O, Kim WS, Yeon KM, Kim GI, Lee SW, et al. Sonographic Findings in a Model of Ischemia-Induced Necrotizing Enterocolitis With Pathological Correlations. *Investigative Radiology*. 2007;42(5):312-8.
 54. Silva CT, Daneman A, Navarro OM, Moore AM, Moineddin R, Gerstle JT, et al. Correlation of sonographic findings and outcome in necrotizing enterocolitis. *Pediatr Radiol*. 2007;37(3):274-82.
 55. Bacher K, Smeets P, Vereecken L, De Hauwere A, Duyck P, De Man R, et al. Image quality and radiation dose on digital chest imaging: comparison of amorphous silicon and amorphous selenium flat-panel systems. *AJR American journal of roentgenology*. 2006;187(3):630-7.
 56. Hamer OW, Sirlin CB, Strotzer M, Borisch I, Zorger N, Feuerbach S, et al. Chest radiography with a flat-panel detector: image quality with dose reduction after copper filtration. *Radiology*. 2005;237(2):691-700.

9 Abkürzungsverzeichnis

$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$	Microgray*Quadratmeter
μSv	Microsievert
A	Ampere
As	Amperesekunde
$\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$	Zentigray*Quadratzentimeter
CPAP	Continous Positive Airway Pressure
CR	Computed Radiography
DFP	Dosisflächenprodukt
DNA	Deoxyribonucleic acid
EGSnrc	Electron Gamma Shower - National Reasearch Council of Canada
eV	Elektronenvolt
Fehl b	Fehlbildung
FG	Frühgeborene
FGG	Frühgeborenengruppe
G	Gramm
GA	Gestationsalter
GE	General Electric
GebGew	Geburtsgewicht
GestAlt	Gestationsalter
Gy	Gray
$\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$	Gray*Quadratzentimeter
IBM	International Business Machines Corporation

J	Joule
Kerma	Kinetic Energy released per Mass
Kg	Kilogramm
kV	Kilovolt
mm	Millimeter
mSv	Millisievert
NEC	Nekrotisierende Enterokolitis
NV	Naamloze Vennootschap
PACS	Picture Archiving and Communication System
PDA	Persistierender Ductus arteriosus Botalli
RIS	Radiologieinformationssystem
RöNr	Röntgennummer
SA	Standardabweichung
SAH	Stationärer Aufenthalt
SGA	Small for Gestational Age
SIMV	Synchronized Intermittend Mandatory Ventilation
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
StudNr	Studennummer
Sv	Sievert
UKE	Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
UN	United Nations
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation
USA	United States of America
V	Volt

VACTERL	englisches Akronym für vertebrale, anale, cardiale, tracheo- ösophageale, renale und Gliedmaßenfehlbildung
VerwD	Verweildauer
WHO	World Health Organisation

10 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Geräte.....	19
Abbildung 2: Bildgebungstypen	20
Abbildung 3: Verteilung der Röntgenanzahl pro Patient (Median: 4).....	25
Abbildung 4: Verteilung der kumulativen effektiven Dosis in Abhängigkeit des Geburtsgewichts mit Ausgleichsgerade (Median: 50.0 μ Sv)	26

11 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Stammdaten.....	17
Tabelle 2: Beatungsmodi und Morbiditäten	18
Tabelle 3: Röntgeneinstellungen für Röntgen-Thorax und Röntgen-Abdomen in Abhängigkeit vom Gewicht zum Zeitpunkt der Röntgenaufnahme	18
Tabelle 4: Klinische Röntgendaten	20
Tabelle 5: Technische Röntgendaten	20
Tabelle 6: Definierte Körperdimensionen von Frühgeborenen (FG) drei verschiedener Gestationsalter	22
Tabelle 7: Patientendaten und Morbiditäten	24
Tabelle 8: Strahlenbelastung in Abhängigkeit des Geburtsgewichts	25
Tabelle 9: Indikation zur Röntgenaufnahme	27
Tabelle 10: Berechnete Organdosiskonversionsfaktoren der verschiedenen Frühgeborenengruppen (FG).....	27
Tabelle 11: Rechtfertigende Indikation und anteilige effektive Dosis.....	28
Tabelle 12: Strahlenbelastung bezüglich des Geburtsgewichtes.....	30
Tabelle 13: Durch Röntgenaufnahmen bedingte Strahlenbelastung verschiedener Studien	32
Tabelle 14: Vergleich der effektiven Dosis in Bezug auf die Feldgröße.....	33

12 Danksagung

Es ist ein Privileg als Medizinstudent schon während des Studiums zu forschen und mit einer Doktorarbeit beginnen zu können. An dieser Stelle möchte ich mich bei all jenen bedanken, die mir dies ermöglicht und die mich während dieses Forschungsvorhabens unterstützt haben.

Mein erster Dank geht an Herrn Prof. Dr. med. Singer für die Vergabe des Dissertationsthemas und somit der Möglichkeit an dem Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf zu promovieren. Seine Anregungen für das Schreiben der Dissertation waren der Grundstein meiner Promotion.

Besonders bedanken möchte ich mich bei meinem Betreuer Dr. med. Chinedu Ebenebe, dessen Betreuung ich mir nicht hätte besser vorstellen können. Bei jeder meiner Fragen stand er mir umgehend zu Seite, um das Forschungsvorhaben voran zu bringen.

Ebenso möchte ich mich bei dem Physiker Dr. Helmut Schlattel bedanken. Ohne sein Voxel-Model wäre eine Berechnung der effektiven Dosis und diese Studie somit nicht möglich gewesen.

Ich danke auch ganz herzlich dem Physiker Jonathan Waschkewitz. Geduldig hat er mir physikalische Grundlagen erklärt und mir somit ein tieferes Verständnis der Materie ermöglicht.

Ebenfalls möchte ich dem medizinischen Statistiker Herrn Dr. Hans O. Pinnschmidt meinen ausdrücklichen Dank aussprechen. Es war mir eine große Erleichterung mich mit der komplexen Thematik der Statistik an ihn wenden zu können.

Ein ebenso großes Dankeschön geht an Aila Peltonen, die mich erst auf das Dissertationsthema in der Neonatologie aufmerksam gemacht und den Kontakt zu Chinedu ermöglicht hat.

Der größte Dank geht an meine Familie, die mich nicht nur über die Zeit der Promotion so unendlich unterstützt hat. Ich danke meiner Mutter für ihr Vertrauen und ihren Optimismus, meinem Vater für sein Interesse und seine Anregungen und meiner Schwester für ihre moralische Unterstützung.

13 Lebenslauf

Lebenslauf wurde aus datenschutzrechtlichen Gründen entfernt

14 Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe. Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe. Ich erkläre mich einverstanden, dass meine Dissertation vom Dekanat der Medizinischen Fakultät mit einer gängigen Software zur Erkennung von Plagiaten überprüft werden kann.

Unterschrift: