Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Tübingen

Abteilung Poliklinik für Kieferorthopädie

Kommissarische Leiterin: Privatdozentin Dr. M. Berneburg

Wirksamkeit der Bleifolie als Mittel zur Strahlenreduktion bei analogen zahnärztlichen Röntgenaufnahmen und Ermittlung der Strahlenbelastung/-reduktion beim digitalen Röntgen (Speicherfolie/Detektor)

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

Andrea Barbara Feiler

aus

Temeschburg (Rumänien)

2013

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. Dr. Arnim Godt
2. Berichterstatter: Professor Dr. G. Gómez-Román

Meinen Eltern

In Liebe & Dankbarkeit

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG 8

1.1 Messgrößen 11

1.1.1 Ionendosis 11

1.1.2 Energiedosis 11

1.1.3 Äquivalentdosis 12

1.1.4 Effektive Dosis 12

1.2 Dosimetrie 13

1.2.1 Filmdosimetrie 13

1.2.2 Thermolumineszenzdosimetrie (TLD) 14

1.2.3 Radiophotothermolumineszenzdosimetrie 14

1.3 Filmbasierte dentale Röntgenologie 15

1.4 Digitale dentale Röntgenologie 17

1.4.1 Sensorsystem – indirekte Radiographie (Detektor) 19

1.4.2 Speicherfolienprinzip – Lumineszenzradiographie 19

1.5 Fragestellung 22

2. MATERIAL UND METHODEN 26

2.1. Konventionelles dentales Röntgen 26

2.1.1 Dentale Röntgeneinheit 26

2.1.2 Röntgenfilme..... 27

2.2 Digitales Dentales Röntgen 28

2.2.1 Sensoren/ Detektoren 29

2.2.2 Speicherfolien..... 29

2.3 Messgerät..... 30

2.4 Weitere Materialien..... 32

2.4.1 Bleifolien 32

2.4.2 Zinnfolien 33

2.4.3 Röntgenfilmhalter..... 33

2.4.4 Visierringe/Blenden..... 35

2.4.5 Zahnmodell 36

2.4.6 Thermometer 38

2.5 Methoden 38

2.5.1 Versuchsaufbau allgemein 38

2.5.2 Messungen, Versuchsdurchführung 41

2.5.3 Messkalibrierung 42

2.5.4 Umgebungsbedingungen 43

2.6 Statistische Auswertung..... 43

2.6.1 Codierungen der Tabellen im Programm JMP 45

3. ERGEBNISSE 47

3.1 Ergebnistabellen Messtag 1 und 2 im Vergleich, Zahnfilm 47

3.2 Ergebnistabellen Messtag 3 und 4 im Vergleich, Speicherfolie 49

3.3 Messtag 1, Bleifolie 50

3.3.1 Analoger Zahnfilm 50

3.3.2 Speicherfolie 55

3.3.3 Detektor 58

3.4 Messtag 3, Zinnfolie 61

3.4.1 Analoger Zahnfilm 61

3.4.2 Speicherfolie 63

3.4.3 Detektor 67

3.5 Allgemeiner Vergleich der Techniken (analoger Zahnfilm, Speicherfolie, Detektor) 69

3.6 Zusätzliche Ergebnisse 73

4. DISKUSSION 74

4.1 Material 74

4.1.1 Digitales Dentales Röntgen 74

4.1.2 Folienarten 76

4.1.3 Filmhalter 77

4.1.4 Visierring/ Blende 78

4.1.5 Zahnmodell 80

4.2 Methodik 81

4.2.1 Versuchsaufbau allgemein 81

4.2.2 Messtage 82

4.2.3 Umgebungsbedingungen 83

4.2.4 Ergebnisse 83

4.3 Schlussfolgerung 85

5. ZUSAMMENFASSUNG 91

6. LITERATURVERZEICHNIS 92

7. DANKSAGUNG 100

8. LEBENSLAUF 101

1. EINLEITUNG

Die moderne Medizin macht sich Strahlenarten zu Nutze, die für den Patienten entweder therapeutischen oder diagnostischen Nutzen haben können. Heutzutage finden elektromagnetische Felder (MRT), UV-Strahlen und ionisierende Strahlen (Röntgenstrahlen) Verwendung.

Mehr als ein Drittel (37%) der in der Medizin angefertigten Röntgenaufnahmen entfallen auf den Bereich der zahnmedizinischen Diagnostik (Abb.1), wobei das dentale Röntgen dabei ein unverzichtbares Mittel zur Kariesdiagnostik darstellt.[73;74]

Da dies ein nicht unerheblicher Anteil ist und viele, auch junge Patienten, den ersten Kontakt mit dem Röntgen beim Zahnarzt haben, ist auch hier auf die Reduzierung der unnützen Strahlenbelastung zu achten, deren potenziell schädliche Wirkung bekannt ist.[73]

Trotz des hohen Mengenanteils der zahnmedizinischen Röntgenaufnahmen, verursachen sie jedoch nur 0,3% der kollektiven effektiven Dosis (Abb. 1). [69]

Die Anfertigung jedes einzelnen Röntgenbildes unterliegt dem Rechtfertigungsgebot; das dem Zahnarzt auferlegt, Nutzen gegen Risiko abzuwägen (die sogenannte rechtfertigende Indikation, Röntgenverordnung §23a). Der individuelle diagnostische Nutzen sollte dabei dem hypothetischen Strahlenrisiko überwiegen. [16]

Physikalische Größen wie die Ionendosis oder die Energiedosis sind mess- oder berechenbar, wohingegen die biologischen Folgen erst nach langer Zeit sichtbar oder bemerkbar werden.

Zahlreiche Studien untersuchen den Zusammenhang zwischen der Exposition mit ionisierender Strahlung und dem Auftreten zellulärer Veränderungen.

Sheik et al. belegten die gentoxische Wirkung auf Gingivazellen und Zellen der bukkalen Wangenschleimhaut bei Anfertigung einer Panoramaschichtaufnahme.[65] Auch Ribeiro belegte diese These.[59] Außerdem sehen Kurien et al. einen

Zusammenhang zwischen der Häufigkeit dentaler Strahlenexposition und dem Auftreten des Sjörgensen Syndrom.[40]

Weitere Untersuchungen zeigen, dass vor allem dentale Zahnfilmstaten, die auf 15-40 Jahre zurückdatiert werden können (und damit zu einer Zeit stattfanden als die Strahlenexposition wesentlich höher war als heute), eindeutig mit dem Risiko des Auftretens eines Meningioms in Verbindung gebracht werden können.[44] Zudem werden Verbindungen zu Parotis- sowie Schilddrüsenveränderungen angegeben.[49;54] Allen Studien gemeinsam ist das Fazit, dass mehr Strahlung potentiell mehr Schäden verursachen kann.

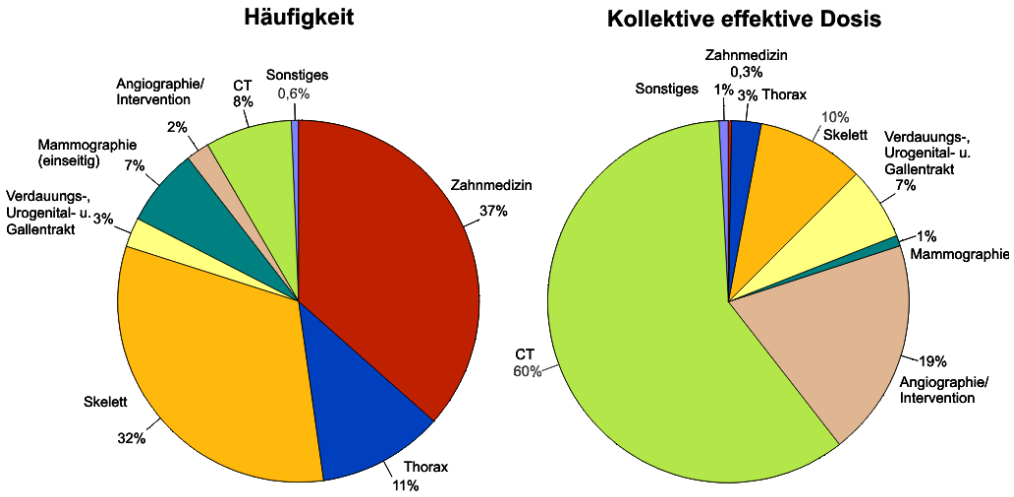

Abbildung 1: Prozentuale Anteile der verschiedenen Röntgenuntersuchungsarten an der Gesamthäufigkeit und an der kollektiven effektiven Dosis pro Einwohner und Jahr in Deutschland 2008[15]

(Quelle: Bundesamt für Strahlenschutz. Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2009, Parlamentsbericht)

Strahlung ist definiert als die Ausbreitung von Energie in Form von Teilchen oder Wellen. Ionisierende Strahlung ist in der Lage Materie zu ionisieren, und damit aus normal elektronisch neutralen Molekülen Elektronen herauszulösen.[60] Röntgenstrahlung zählt zur Photonenstrahlung, die definiert ist als energiereiche elektromagnetische Strahlung; deren Teilchencharakter dominiert. Photonen sind ungeladen und erzielen eine theoretisch unendliche Reichweite. Ihre Durchdringungstiefe nimmt mit der Härte (keV), das heißt mit der Photonenenergie, zu.
Elektromagnetische Wellen werden definiert durch ihre Frequenz (oder Wellenlänge), ihre Ausbreitungsgeschwindigkeit im Vakuum ist konstant. Demzufolge besitzt eine Welle mit höherer Frequenz eine höhere Energie.
Die Photonen der elektromagnetischen Strahlung besitzen erst ab einer Härte von 10eV eine ionisierende Wirkung auf die Materie.[50;67;68]

Grundlage jeglicher Strahlenmessungen ist die Kenntnis von Strahlenart, Energiedosis, Dauer der Strahleneinwirkung, durchstrahltes Körpervolumen und betroffenes Organ.[64]
Es existieren internationale Basiseinheiten, sogenannte SI- Einheiten (Système International; Internationales Einheitensystem), die als Grundlage zur Definition internationaler Messgrößen dienen. Ionendosis, Energiedosis und Äquivalentdosis sind dabei die wichtigsten Basisbegriffe für die Dosimetrie in der Medizin.[64] Bis in die 80er Jahre wurden durchaus noch andere Einheiten wie Röntgen, Rad oder Rem verwendet. Diese alten Maßeinheiten sollen aber gemäß der internationalen Übereinkunft nicht mehr verwendet werden und in Deutschland sind sie seit 1986 nicht mehr zulässig.[64]

1.1 Messgrößen

1.1.1 Ionendosis

Die SI-Einheit der Ionendosis wird in Coulomb pro Kilogramm ([C/kg]) angegeben. Die Ionendosis ist definiert als die Ladungsmenge, die durch ionisierende Strahlung erzeugt wird (Messung in Luft). Sie ist damit definiert als der Quotient aus elektrischer Ladung (dQ) der Ionen eines Vorzeichens, die in Luft in einem Volumenelement durch Strahlung erzeugt werden; und der Masse (dm) in diesem Volumenelement:

$$I = dQ/Dm \qquad [C/kg]$$

Die durch ionisierende Strahlung erzeugte elektrische Ladung ist die Größe, die durch die Detektoren gemessen wird.

1.1.2 Energiedosis

Sie SI-Einheit der Energiedosis ist das Gray (1Gy = 1 Joule pro Kilogramm). Die Energieübertragung von ionisierender Strahlung auf Gewebe und dessen Wirkung hängt unter anderem auch von der Zusammensetzung des bestrahlten Gewebes ab, weshalb dieses immer angegeben werden muss. Die Energiedosis ist definiert als der Quotient aus der Energie (dW) (die durch die ionisierende Strahlung übertragen wird) und der Masse (dm) des bestrahlten Materials in diesem Volumenelement:

$$D = dW/dm \qquad [Gray]$$

Eine Ionendosis von 1 C/kg in Bezug auf die Röntgenstrahlen entspricht einer Energiedosis von 33,97 Gy.[56;59;60;63]

1.1.3 Äquivalentdosis

Die Äquivalentdosis ist eine strahlenbiologische Größe und ein dimensionsloser Bewertungsfaktor. Um verschiedene Strahlenarten vergleichen zu können, wird deren biologische Wirksamkeit im Vergleich zur Röntgenstrahlung eingeschätzt. Die Äquivalentdosis charakterisiert die zu erwartende biologische Wirksamkeit der Strahlung. Die SI-Einheit der Äquivalentdosis ist das Sievert (1Sv= 1 Joule pro Kilogramm):

Röntgenstrahlung : 1=Q

α –Strahlung : 20=Q

Die Äquivalentdosis H ist das Produkt aus der Energiedosis D und diesem oben genannten Bewertungsfaktor Q, der die biologische Wirksamkeit der verschiedenen Strahlenarten bewertet:

$$H = Q \times D^{56;63}$$

1.1.4 Effektive Dosis

Die effektive Dosis ist eine risikogewichtete Größe mit Dimension der Äquivalentdosis H und wurde von der internationalen Strahlenkommission für Vergleichszwecke eingeführt, da die biologische Wirksamkeit der ionisierenden Strahlung von vielen verschiedenen Faktoren abhängt, die den Vergleich erschweren. Dazu zählen die Dosishöhe und deren zeitliche Verteilung, das Alter der betroffenen Person, die relevante biologische Wirksamkeit der verwendeten Strahlung, die Feldgröße (Teil- oder Ganzkörperexposition), die unterschiedliche Strahlensensibilität verschiedener Gewebe und die Wertigkeit der potentiell verursachten Strahlenschäden.[56;59;60;63]

Der dadurch ermittelte Zahlenwert der effektiven Dosis gibt bei einer Teilkörperbestrahlung näherungsweise an, wie hoch eine homogen applizierte

Körperdosis („Ganzkörperdosis“) sein müsste, um dieselbe Schadenserwartung auszulösen. Sie bleibt jedoch ein Näherungswert, da verschiedene Faktoren, wie zum Beispiel das Lebensalter der exponierten Person, nicht berücksichtigt werden können.[50;56;59;60;62;63]

1.2 Dosimetrie

Unter Dosimetrie versteht man die Messung der Strahlendosis, die von einer Strahlenquelle ausgeht.
Es können Aussagen über die Stärke der Strahlenquelle (Anzahl der Teilchen, die die Strahlenquelle pro Sekunde verlassen), das Strahlenfeld (abhängig von der Teilchenmenge, deren Energie und Ausbreitungsrichtung) sowie der Wechselwirkungen der Strahlung mit der Materie gemacht werden.[50;51]
Die relative Dosimetrie bedient sich des Vergleichs zwischen den Messergebnissen und Ergebnissen der absoluten (standardisierten) Dosimetrie. Die Messergebnisse der relativen Dosimetrie selbst sind nicht aussagekräftig. Ohne die standardisierten Vergleichswerte, wären die Ergebnisse quantitativ nicht auswertbar.[50;63;64]

1.2.1 Filmdosimetrie

Die Filmdosimetrie wird zum Großteil im Bereich der Personendosimetrie zur Bestimmung der Strahlenexposition beruflich exponierter Personen herangezogen. Hierbei wird ein Film am Körper getragen, der je nach Ausmaß der Bestrahlung eine auswertbare Schwärzung erfährt. Diese Schwärzung wird gemessen (Densitometer) und mit standardisierten Verfahren verglichen. So kann die Strahlenexposition ermittelt werden. [50;63;64]

1.2.2 Thermolumineszenzdosimetrie (TLD)

Diese häufig angewendete Methode basiert auf der Verwendung von Kristallstrukturen aus Lithium- oder Calciumfluorid. Ionisierende Strahlung bewirkt hier die Anhebung der äußeren Gitteratome auf ein höheres Energieniveau, aus dem sie aber nicht spontan zurück in die Ausgangssituation fallen können. Dies nennt man sogenannte langlebige Zustände (Traps).
Um die Atome zu ihrem Grundzustand zurückzuführen, werden diese auf bis zu mehrere 100 Grad Celsius erhitzt. Dabei entsteht sichtbares Licht, das photometrisch gemessen werden kann und mit ermittelten energieabhängigen Kalibrierungsfaktoren einem Energiedosiswert zugeordnet werden kann.[22;23;28;37;50;51]
Da diese Messwerte von der Strahlungsvorgeschichte des Detektormaterials und dessen individuellen Eigenschaften abhängen, können sie nur als relative Dosimeter verwendet werden. Sie sind außerdem nicht eichfähig, man muss sie kalibrieren. Der Messbereich liegt zwischen 10^{-5} und 10^{2} Gy. [22;23;28;37;50;51]

1.2.3 Radiophotothermolumineszenzdosimetrie

Das Prinzip der Messung gleicht dem der TLD. Bei dieser Messtechnik kommen jedoch Phosphatgläser zur Anwendung, die im Gegensatz zur oben genannten Methode nicht bei Erhitzung, sondern bei Bestrahlung mit UV-Licht sichtbares Licht in Abhängigkeit zur quantitativen Bestrahlung mit ionisierter Strahlung aussenden. Diese Messergebnisse können mehrfach abgelesen werden, was bei den TLD nur ein Mal möglich ist. Der Messbereich entspricht dem der normalen TLD.[50;51]

1.3 Filmbasierte dentale Röntgenologie

Die heute noch am häufigsten verwendete Aufnahmetechnik der zahnärztlichen röntgenologischen Diagnostik ist der analoge Röntgenfilm.[21;60;63]
Hierbei unterscheidet man zwischen folienlosen Filmen (Filme ohne Verstärkerfolie) und Folienfilmen (Filme mit Verstärkerfolie), wobei die intraoral angewendeten Filme grundsätzlich folienlos sind.
Der Film selbst besteht aus einem Filmträger aus Polyester auf dessen Vorder- und Hinterseite eine Emulsionschicht aufgebracht ist, die mit Hilfe der heutigen modernen Technik in absolut symmetrischer Anordnung Silberbromid-Kristalle (AgBr) des gleichen Volumens enthält (flache, tafelförmige Silberhalogenkristalle, sog. T-Grain-Kristalle). Dies führt zu einer noch höhere Detailgenauigkeit.
Bei folienlosen Filmen ist diese Emulsionsschicht gegenüber der direkten Einstrahlung von Röntgenstrahlen ganz besonders empfindlich. Diese Filme besitzen einen erheblich höheren Silbergehalt, welcher zur Erhöhung des Anteils der absorbierten Strahlung führt.[52;53]
Zu guter Letzt ist eine Schutzschicht aufgebracht, die eine erhöhte Verarbeitungstemperatur und eine einfachere Handhabung (Durchlaufzeit bei der maschinellen Entwicklung verkürzt sich, Trocknung schneller) erlaubt. Um die Detailgenauigkeit bei Zahnfilmen nicht zu beeinträchtigen, befindet sich keine Verstärkerfolie darin. Die Schwärzung des Filmes wird ausschließlich durch Röntgenstrahlung verursacht.
Zahnmedizinische Kleinbildaufnahmen sind immer folienlos. Diese folienlosen Filme finden nur noch in der Zahnmedizin intraoral Anwendung. [3;4,70] (Abb 3)

Röntgenfilme werden je nach Empfindlichkeit unterteilt in D-, E- und F- Klassen, wobei *„film speed“* die sogenannte Röntgenfilmempfindlichkeit bezeichnet. Diese ist definiert als der Wert der Strahlendosis der nötig ist, um eine definitive Schwärzung der Filmemulsion zu erreichen. [3;4;70]

Die Einteilung in die so genannten Empfindlichkeitsklassen D-F lässt demnach Schlüsse über die Kristallstruktur der Emulsionsschicht zu.

Der F-Film enthält tafelförmige Kristalle und eine von Grund auf veränderte Emulsionsschicht. [3;68] Schon allein die Verwendung der sogenannten F-Speed-Filme reduziert die Durchlichtstrahlung im Vergleich zu den D-Speed-Filmen auf ein Elftel des Vergleichswertes.[45-47]

Der Zahnfilm ist in eine Papierhülle eingelegt, die von einer speicheldichten Kunststoffhülle umschlossen ist. Zwischen Film und Papierhülle (je nur zu einer Seite hin) befindet sich die Bleifolie, die in erster Linie zur Verbesserung der Bildqualität sowie zum Schutz des Patienten dient.[9] Einerseits verhindert sie Streustrahlung; die hinter dem Film im Gewebe des Patienten entsteht, wieder auf den Film zu treffen und diesen in der Folge detailungenau zu machen. Andererseits soll sie die Strahlenbelastung des Patienten durch Absorption der Strahlung reduzieren und folglich zu weniger Belastung des umliegenden Gewebes führen.[9]

Von allen Metallen des Periodensystems besitzt Blei aufgrund seiner hohen Ordnungszahl eine besonders hohe Fähigkeit zur Strahlenabsorbtion – weshalb hier bis dato kein anderes Metall verwendet wird.[20;57;58]

Je Zahnfilm ist allerdings nur eine Bleifolie in Verwendung, die bei richtiger Ausrichtung und Belichtung des Zahnfilms direkt hinter dem Filmträgermaterial auf der sogenannten „Rückseite“ des Films zu finden ist. Dies ist begründet in der Tatsache, dass so auch bei falscher Ausrichtung (Rückseite direkt hinter Tubus und somit Bleifolie VOR dem zu belichtenden Film) ein Röntgenbild entsteht, das qualitativ natürlich nicht zu vergleichen ist - aber Beurteilungen zulässt.

1.4 Digitale dentale Röntgenologie

Unter dem Ausdruck „digitales Röntgen“ versteht man die Sichtbarmachung eines Strahlenbildes mit Hilfe von digitalen Bildempfängersystemen.

In Abhängigkeit von der Größe der Aufnahmen (Zahnfilm << CT) steigt der technische Aufwand für die Gewinnung der Bilder sowie der Aufwand für die Verarbeitung überproportional an. Da das dentale Röntgen sich fast ausschließlich auf kleine Filmformate beschränkt, war dieses auch das erste medizinische Fach, für das digitale Röntgensysteme für die Praxis bereit standen.[56;63]

Nicht zu vernachlässigen ist die positive Entwicklung des Zeitfaktors bei Verwendung digitaler Techniken in der Zahnarztpraxis. Mit Hilfe der digitalen Bildtechniken kann Zeit in enormem Ausmaß eingespart werden und somit zugleich die finanzielle Gewinnspanne und Effizienz einer Behandlung gesteigert werden.[8;25;26;69;70;72;76]

Nicht zu unterschätzen ist dabei auch die erleichterte Patientenmotivierung und –informierung, die durch die Monitordarstellung erzielt wird. Folge ist eine wesentlich gesteigerte Compliance.[29;71]

Zusätzlich ist es von unermesslichem Vorteil, dass sogar schlechte Röntgenaufnahmen durch die diversen Möglichkeiten der digitalen Nachbearbeitung befund- und beurteilbar werden.

Um ein analoges Bild zu digitalisieren, muss ein vorgegebenes Bild in ein Raster aus vorgegebenen Bildpunkten zerlegt werden. Diese Bildpunkte werden als Pixel bezeichnet (Pixel = picture element). Jedem Rasterbildpunkt muss nun ein Zahlenwert zugeordnet werden, der die Helligkeit und Farbe im Vergleich mit einer diskreten Palette definiert; wobei die Grauwertpalette von der Speicher- oder Digitalisierungstiefe abhängt. Bei digitalen Zahnfilmen wird normalerweise mit 256 Graustufen gearbeitet: Schwarz ist dabei der Zahl 0 zugeordnet, weiß erhält den Wert 255.[38;38;56]

Jeder Pixel ist also in Raum und Farbe definiert, was eine Speicherung eines Bildes in einer Zahlenabfolge ermöglicht. Die Qualität eines digitalen Bildes hängt von der Größe, Anzahl und Farbtiefe der Rasterpunkte ab. [57]

Für die Speicherung eines digitalen Bildes gibt es diverse Möglichkeiten, sogenannte verschiedene Dateiformate, die die Anordnung der Pixel und ihrer zugeordneten Farbwerte in unterschiedlicher Reihenfolge überliefern.

Allgemein sind solche Dateitypen so aufgebaut, dass auf einem sogenannten Image-Header Angaben über den Bildtyp und dessen Größe gegeben werden. Die Pixelinformationen folgen.[42]

Heutzutage sind DICOM (**D**igital **I**maging and **Co**mmunication in **M**edicine)-Daten das Maß aller Dinge [21;32;48]

Durch den vorgeschriebenen DICOM-Standard (seit 1993) lassen sich bildgebende Geräte herstellerunabhängig einsetzen und die Anbindung eines neuen Gerätes wird wesentlich kostengünstiger.[21;32;48]

Moderne Geräte der medizinischen Bildgebung (CT´s, DVT´s, MRT´s) liefern Bilddaten stets in digitaler Form gemäß des DICOM 3 Standardes. [21;32;48]

Zur Archivierung dieser unüberschaubaren Datenmengen sind spezielle Archivierungssysteme entwickelt worden, die bevorzugt bei Großkliniken zum Einsatz kommen.

Das PACS-System (**P**icture **A**rchiving and **C**ommunication **S**ystem) ermöglicht es digitale Bilddaten aller Modalitäten in der Radiologie und Nuklearmedizin in einem Kurz- und Langzeitspeicher zu sichern. [21;32]

Die PACS-Software ist in der gesamten Europäischen Union als Medizinprodukt der Klasse IIa eingestuft und in fast jedem Krankenhaus der Industriestaaten werden die radiologischen oder nuklearmedizinischen Bilddaten im PACS gespeichert.[21;32;48;80]

Es ist jedoch zu beachten, dass eine hohe Auflösung zu sehr großen Datenmengen führt – und dies wiederum führt zur Erhöhung des Speicherbedarfs.[21;32]

1.4.1 Sensorsystem – indirekte Radiographie (Detektor)

Bei dieser Technik kommt ein lichtempfindlicher Sensor zum Einsatz, der intraoral über einen Halter (genau wie ein Röntgenfilm) platziert wird und über einen Kabel Verbindung zum Computer findet.
Im Herzen eines Sensors befindet sich eine Leuchtfolie, deren erzeugtes Licht über sogenannte Halbleiter-Bildsensoren (die von einer großen Anzahl an miniaturisierten Photodioden bedeckt sind) in elektrische Signale umgewandelt wird. Durch die Photodioden wird die aktive Bildfläche in Bildpunkte aufgeteilt – schon hier findet die Zerlegung des Bildes in Pixel, also Bildpunkte, statt.
Die Signale werden digitalisiert und mit Hilfe des Computers in ein Monitorbild umgerechnet. [21;60;61]
Gängige Halbleiterchips können von Röntgenstrahlung beschädigt werden, weshalb ein Szintillator zwischengeschaltet wird. Diese bestehen aus Cäsiumjodid oder Gadoliniumoxidsulfid und werden durch die Bestrahlung mit Röntgenstrahlen zur Emission von sichtbarem Licht angeregt, welches wiederum von den Detektoren registriert wird.
Heutzutage besteht durchaus auch die Möglichkeit sogenannten High-Density-Sensoren, die in der Lage Röntgenstrahlung direkt zu registrieren.[7;26;27]

1.4.2 Speicherfolienprinzip – Lumineszenzradiographie

Speicherfolien gehören ebenso zu den indirekten Radiographie-Systemen. Die auf die Speicherfolie auftreffende Röntgenstrahlung bewirkt einen Übergang von Elektronen in einen metastabilen Zustand – es entsteht, ähnlich des analogen Röntgenbildes, ein latentes Bild. Dieses kann durch Bestrahlung mit Licht wieder freigesetzt und ausgelesen werden.

Die Speicherfolie ist mit Bariumhalogenid-Kristallen ($BaFBr:Eu^{2+}$) beschichtet, wobei die Kristalle mit zweiwertigem Europium dotiert sind, oder mit Alkalihalogenid ($RbBr:Tl^{+}$) beschichtet.[50 56]

Auftreffende Röntgenstrahlung bewirkt nun eine Erhebung der Valenzelektronen des Europiums in ein höheres Energieniveau, proportional zur eintreffenden Strahlung. Die Elektronen sind dort fixiert und können erst durch Licht wieder freigesetzt werden. Diese Lichtemission ist messbar und wird in einem Rechner zu einem Monitorbild umgewandelt.

Nach intensiver Beleuchtung mit sichtbarem Licht, steht die Speicherfolie für neue Aufnahmen zur Verfügung – lediglich mechanische Abnutzung kann sie unbrauchbar machen. [30-62]

Vorteile des analogen Zahnfilms	Vorteile der Digitalen Technik
• Eventuell handlicher (Detektor ist sehr starr und unhandlich) • Geringeres Bildrauschen • Altbekannte Technik, lange Erfahrungswerte • Keine Computerabhängigkeit • Software und Computerhandhabung stören keinen Alltagsablauf in Praxis	• Reduktion der Strahlenexposition um bis zu 60-70% beim OPG und bis zu 90% bei Zahnfilmen[14;36;42;74;75] • Sofortige Bildinformation vorhanden, Zeitersparnis • Möglichkeit das Bild zu übertragen/versenden • Eliminierung der Entwicklungsfehler durch das Entwicklungsbad etc. • Weniger Umweltbelastung (keine Chemikalien, keine Bleifolie) • Möglichkeiten der Bildnachbearbeitung • Bessere Übersetzung der Graustufen und damit der Dichteunterschiede des Gewebes • Verwendung für Planungssoftware (Implantologie) möglich • Lineare Kennlinien (großer Belichtungsspielraum)

Tabelle 1: Vergleich analoger Zahnfilm - Digitale Röntgenbildtechnik

Vorteil Sensorsystem	Vorteil Speicherfoliensystem
• Starr, Ausmaße dicker als SF/ZF • Kabelanschluss (Hygieneprobleme möglich, unhandlich) • Bild sofort verfügbar, Bild ohne Zeitverzögerung • Hohe Ortsauflösung • Möglichkeit der Belichtungsautomatik (Automatische Adaptation der Sensorempfindlichkeit) • Nachrüstung bei extraoralen Aufnahmen erschwert	• Flexible Speicherfolie, dünn • Keine Befestigung an Computer • Sehr großer Dynamikbereich (=Verhältnis von größter zu kleinster Strahlungsdosis, die zur Bildgebung genutzt werden kann) • Handhabung wie Zahnfilm (ZF), Auslesung viel schneller (weniger als eine Minute) • Empfindlich, bei mechanischer Beanspruchung, schnelle Materialermüdung bei unsachgemäßer Anwendung

Tabelle 2: Überblick Sensor - Speicherfolie

1.5 Fragestellung

Der Strahlenschutz betrifft nicht nur den Patienten als direktes „Strahlenopfer“ selbst, sondern auch den Behandler und Dritte, die sich im Umkreis der Strahlenquelle aufhalten (Kontroll- und Überwachungsbereich).[21;77]

Somit ist die Indikation der Strahlendiagnostik in der Medizin eng zu stellen und alternative Methoden, die vermutlich dasselbe aussagekräftige Ergebnis liefern, zu bevorzugen.[17]

Es muss sowohl der restliche Körper als auch das Gewebe in Benachbarung des Strahlenfeldes bestmöglich geschützt werden.

Als Basisprinzip des Strahlenschutzes ist die Einhaltung des *ALARA*-Prinzips zu nennen, welches die Reduzierung der angewendeten ionisierenden Strahlung auch unter den Grenzwerten auf das mit vernünftigen Mitteln erreichbarste niedrigste Niveau bei dabei maximaler Bildinformation fordert. „ALARA" ist hierbei ein Akronym für „*as low as reasonably achievable".*[33]

Der Vormarsch der digitalen Systeme als weiteres Mittel der Strahlenreduktion ist nicht aufzuhalten. In der Zahnmedizin ist die Dosisreduktion durch die Verwendung von digitalen Systemen eines der wichtigsten Argumente, die die landesweite Umstellung von analogen Systemen auf die digitalen Techniken vorantreibt. Die Vermeidung „unnötiger Strahlenexposition" wird auch durch die Röntgenverordnung gefordert (§ 23a und §23b) und muss umgesetzt werden.[17]

Ein in 2001 verfasster Entwurf zur Novellierung dieser Röntgenverordnung bezieht die neuen Techniken nun auch mit ein, und öffnet so auch auf juristischer Ebene die Akzeptanz der neuen Technik; was sicherlich ausschlaggebend für die weitere verbreitete Einführung der digitalen Systeme ist.[16;17;18;50]

Die Strahlenreduktion ist vor allem im Bereich der Zahnmedizin schon sehr weit vorangeschritten, so dass die Durchlichtstrahlung laut Ludlow et al. (sowie Kiefer et al.) mit Hilfe der digitalen Techniken Dosiseinsparungen von 70% bei Zahnfilmen sowie 42% bei Panoramaschichtaufnahmen erreicht werden konnten.[38;47]

Allein durch die Einführung des F-speed Films soll im Vergleich zum E-speed Film eine Dosisreduktion um 15-25% erreicht worden sein.[45;46]

In Anbetracht der Tatsache, dass das dentale Röntgen einen so großen Aspekt der dentalen Diagnostik einnimmt; ist auch nach Dosisreduktion durch Einführung der digitalen Systeme und neuartiger Filmbeschichtungen beim analogen Röntgen, auf ein Vorantreiben des Strahlenschutzes Wert zu legen.

Ziel dieser Arbeit ist es, die verbleibende Durchlichtstrahlung auf hinter der Filmebene liegendes Gewebe zu untersuchen und ob die digitalen Systeme, trotz ihrer durch die hohe Empfindlichkeit und Dynamität reduzierte benötigte Belichtungszeit geringeren Strahlenbelastung einen Bleischutz benötigen.[57]. Außerdem sollte die verbleibende Durchlichtstrahlung durch Verwendung einer einzelnen Bleifolie der Dicke 0,05mm beim analogen Zahnfilm gemessen, sowie die im Vergleich dazu erzielte Dosisreduktion durch Verwendung der digitalen Technik (Speicherfolie sowie Detektor) ermittelt werden.
Außerdem wird die Effektivität der sogenannten „Safety“-Filmhalter getestet, die mit einer 5mm dicken Bleischicht verstärkt sind.
Es soll zusätzlich ermittelt werden, ob andere Metalle – wie zum Beispiel Zinn- zur gleichen Strahlenreduktion führen.
Der Vergleich dieser Studie mit den vorliegenden Ergebnissen der Literatur bereitet Schwierigkeiten, da der Versuchsaufbau und die verwendeten Kombinationen der Strahlenreduktion von Filmhalter über die verschiedenen Techniken bis hin zur Blende so noch nicht durchgeführt wurden. Auch die bisher durchgeführten Arbeiten zur Strahlenreduktion sind vom Versuchsaufbau sehr inhomogen, was zu divergierenden Ergebnissen führt; die kaum zu vergleichen sind.[29] Visser et al. sowie Brettle & Workman geben die erreichte Strahlenreduktion bei Verwendung der Speicherfolien zur Erstellung eines Zahnfilmstatus auf bis zu 80% an [14;74;75], wohingegen Lim et al. die Dosisreduktion gegenüber Zahnfilmen auf bis zu 30%-53% angibt.[37;43]

Die Kernaspekte dieser Arbeit sind demzufolge wie folgt zu formulieren:

1. Untersuchung der verbleibenden Durchlichtstrahlung hinter der Filmebene bei Verwendung von Zahnfilm, Speicherfolie und Detektor.

2. Untersuchung der Durchlichtstrahlung nach schrittweiser Erhöhung der Bleifoliendicke hinter der Filmebene.

3. Untersuchung der Durchlichtstrahlung bei Verwendung verschiedener dosisreduzierender Maßnahmen im Sinne des Strahlenschutzes.

4. Klärung der Frage, ob neben der Digitalisierung weitere Dosisreduktionen im Sinne des Strahlenschutzes möglich sind.

2. MATERIAL UND METHODEN

2.1. Konventionelles dentales Röntgen

2.1.1 Dentale Röntgeneinheit

Zur Anfertigung der Röntgenbilder, wurde die dentale Röntgeneinheit HELIODENT MD® der Firma Sirona (Bensheim, Deutschland) verwendet. Hier sind Röhrenspannungen von 60kV oder 70kV wählbar. Der Aufnahmestrom beträgt 7mA, die Größe des Brennflecks beträgt 0,7mm^2. Zusätzlich ist ein 1,5mm Aluminium-Filter vorhanden.
Die Strahlendosis kann durch die Veränderung der Belichtungszeit variabel manuell festgelegt werden. Es sind Variationen von 0,01s bis 3,2s möglich.
Die Tubuslänge beträgt 20cm bei einem Nutzstrahlenfeld von der Größe von 6cm im Durchmesser.
Durch einen Wandarm ist das Röntgengerät befestigt, folglich nicht mobil.

Abbildung 2: HELIODENT MD®

2.1.2 Röntgenfilme

Es wurden die Röntgenfilme Kodak Insight Poly Soft der Firma Kodak in Größe 2 verwendet (30,5 x 40,5 mm). Nach Herstellerangaben reduziert dieser F-Speed-Film die Strahlenbelastung bereits durch die erhöhte Empfindlichkeit um etwa 60 % im Vergleich zu D-Speed-Filmen.

Diese Röntgenfilme sind mit der neuen T-Grain-Emulsion beschichtet und sind sehr unempfindlich gegenüber Entwicklungsvariabilitäten.

Zur Durchführung dieser Studie, wurden stets Einzelfilme verwendet. Der Hersteller bietet hier auch Doppelfilme an, die dann jedoch farblich markiert sind.[2]

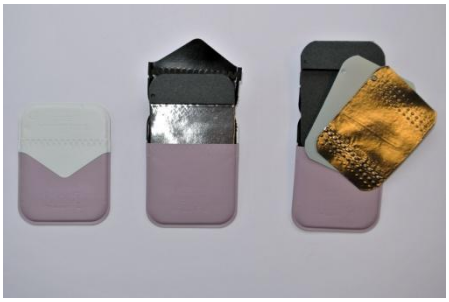

Abbildung 3: Analoger Zahnfilm

Abbildung 4: Größenvariationen des Analogen Zahnfilms
(Aufbiss-, Zahnfilm, Kinderzahnfilm Bissflügel)

2.2 Digitales Dentales Röntgen

Bei der Verwendung der digitalen Bildempfängersysteme fand derselbe Röntgenstrahler Verwendung wie bei der Herstellung analoger Röntgenbilder (Heliodent MD®).

Einzig die Reduktion der Belichtungszeit richtete sich nach den Angaben der Hersteller für digitale Empfängersysteme (siehe Tabelle 3 und 4). Rot markiert sind hier die gewählten Einstellungen.

	KIND	ERWACHSENER
Molar OK	0,12s	0,20s
Molar UK	0,10s	0,16s
Prämolar OK	0,10s	0,16s
Prämolar UK	0,06s	0,10s
Front OK	0,08s	0,12s
Front UK	0,05s	0,08s
Bissflügel	0,16s	0,25s

Tabelle 3 : **Einstellungen konventionelles Röntgen, 70 kV**

	KIND	ERWACHSENER
Molar OK	0,08s	0,12s
Molar UK	0,06s	0,10s
Prämolar OK	0,0,6s	0,10s
Prämolar UK	0,0,4s	0,06s
Front OK	0,0,5s	0,08s
Front UK	0,03s	0,05s
Bissflügel	0,10s	0,16s

Tabelle 4 : **Einstellungen digitales Röntgen, 70 kV**

2.2.1 Sensoren/ Detektoren

Es wurde das Sensorsystem Gendex Visualix 5VDC® der Firma Gendex Dental Systems (KaVo Dental) verwendet.
Dieser Sensor ist ein sogenannter CCD-Sensor, der direkt im Patientenmund positioniert werden kann und genauso wie ein Zahnfilm belichtet und dabei automatisch aktiviert wird. Mit speziellen Programmen (VixWin) ist es außerdem möglich, diese Bilder direkt am Computer zu bearbeiten.
Es wurde die Größe 1 mit den Maßen 37,5 x 25,5 mm benutzt, da er den Ausmaßen eines analogen Zahnfilms am ähnlichsten ist (Abb.9).
Der der CCD-Technik zu Grunde liegende Cäsium-Jodid-Szintillator ist vertikal auf einer Kohlenstoffschicht angeordnet. Dadurch wird das Licht direkt auf die CCD-Oberfläche weitergeleitet und somit Informationsverluste reduziert. Die hohe Darstellungsqualität ist auf die reduzierte Pixelgröße von 19,5µm zurückzuführen. Bei aktuellen Detektorsystemen ist eine Kompatibilität mit dem Standard USB 3.0 vorhanden, was eine Unabhängigkeit eines zusätzlichen Stromnetzes bedeutet. Die Kabellänge beträgt ca. drei Meter.

2.2.2 Speicherfolien

Als Speicherfoliensystem wird das System der Firma Dürr Dental sowie das Auslesegerät Vista Scan Perio® verwendet (siehe Abb.5, 6).
Zur Auswahl stehen auch hier mehrere Größenformate. Es wird Größe 2+ bevorzugt, da diese Größe der des analogen Zahnfilms entspricht (3x4 cm). Speicherfolien können mehrere 100 Mal belichtet werden, ohne dadurch an Bildqualität zu verlieren.[24] Auch von der Handhabung unterscheiden sie sich nicht von der Handhabung eines analogen Zahnfilms. Es ist zu beachten, dass es eine Vorder- (blau) sowie eine Rückseite gibt (schwarz).

Als Schutz vor Abnutzung und zum Schutz vor Licht – sowie aus Hygienegründen - muss bei jeder Anwendung eine Lichtschutzhülle benutzt werden. Zu beachten ist dabei, die richtige Positionierung der Vorder- sowie Rückseite zur lichtgeschützten Seite der Schutzfolien hin (schwarze Seite der Speicherfolie auf der durchsichtigen Seite der Schutzhülle).

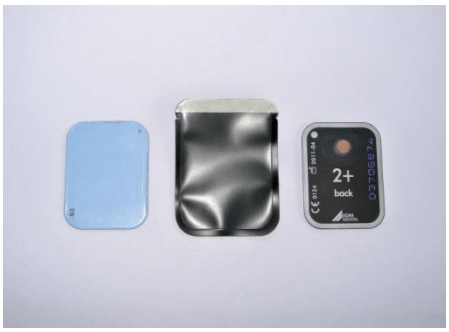

Abbildung 5: Speicherfolien und Schutzhülle, links lichtempf. Seite, rechts Rückseite

Abbildung 6: Auslesegerät f. Speicherfolien

2.3 Messgerät

Die Messungen wurden mit dem kompakten Absolutdosimeter DIADOS E® der Firma PTW Freiburg (Abb.7) durchgeführt, mit dem auch Sachverständige arbeiten.[55] Dieses Dosimeter ist in der Lage Dosis, Dosisleistung, Dosis pro Puls, Pulszahl sowie das Dosislängenprodukt zu messen. Eine Elektrometer-Funktion zur Messung von Strom und Ladung ist zudem vorhanden. [55]

Anwendung findet dieses Gerät hauptsächlich bei der Qualitätskontrolle für die Radiographie, Mammographie, die CT und den Dentalbereich.

Dosismessungen zum Beispiel im Dentalbereich werden mit diesen Halbleiterdetektoren durchgeführt.

Das DIADOS E® erfüllt die Anforderungen im Dentalbereich der internationalen Norm IEC 61674.[55]

Da eine Auto-Start-Funktion vorhanden ist, wird die Messung automatisch gestartet sobald Strahlung detektiert wird. Es besteht ein großer Dynamik-Messbereich.[55]

Vor Durchführung der Versuche wurde das DIADOS E durch den TÜV geeicht.

Abbildung 7: Diados E Diagnostikdosimeter

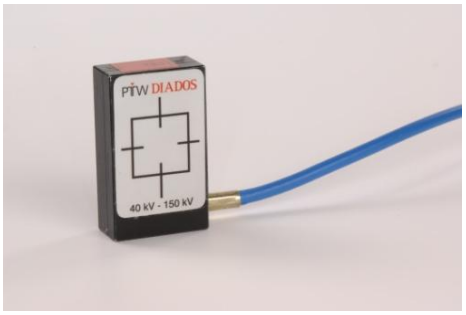

Abbildung 8: Diados Halbleiter-Detektor

Die Halbleiter-Detektoren sind für Röntgenstrahlen von 40kV bis 150kV sowie in der Mammographie für Messungen von 25kV bis 45kV geeignet. Auch sie erfüllen die Anforderungen der internationalen Norm IEC 61674. Luftdichtekorrektionen sind hier nicht erforderlich.[55;56]

Die Detektoren sind über ein 2 Meter langes Kabel mit dem Dosimeter verbunden. Sie sind robust, wobei das Kabel sehr empfindlich ist. Ein zu enges Aufrollen, das einen Knick verursachen könnte, ist dringend zu vermeiden. Der zentrale Bereich des Dosimeters ist als solches markiert und soll die Fläche darstellen, die unbedingt im Strahlenfeld liegen muss. Eine Befestigung mittels Klebstoff oder ähnlichen Utensilien ist zu unterlassen, da das Entfernen zu einer Beschädigung führen könnte.[55;56]

Um die Messungen vergleichen zu können, sollten stets ein konstanter Druck sowie eine konstante Temperatur vorherrschen. Temperaturunterschiede von mehr als 0,5℃ sind zu vermeiden. [55;56]

Dosis und Dosisleistung werden bei dem vorliegenden Gerät 4-stellig mit Vorzeichen angezeigt, wobei die Standardabweichung laut Hersteller auf $<\pm 0{,}5\%$ angegeben wird. Der Messbereich wird bei dem verwendeten Detektor auf 40kV – 150kV festgelegt.[55;56]

Der Detektor des Dosimeters wird im verwendeten Versuchsaufbau direkt hinter der Speicherfolie, des Detektors oder des analogen Zahnfilms ohne Abstand angebracht. Dazu wird der Detektor des Dosimeters basal mit Knetmasse befestigt, um einen sichere Positionierung aufrecht zu erhalten (Abb. 19).

Die Messung erfolgt automatisch, es ist kein Aktivieren nötig. Nur das Dosimeter selbst muss eingeschaltet sein.

2.4 Weitere Materialien

2.4.1 Bleifolien

Die Bleifolien wurden aus originalverpackten Zahnfilmen (Kodak Insight Poly Soft der Firma Kodak) entfernt und sind somit in Ausmaß und Dicke absolut identisch:
3 x 4 cm, Dicke 0,05 mm (siehe Abb. 3).

2.4.2 Zinnfolien

Als Bleifolienalternative wird die Zinnfolie der Firma Dentaurum GmbH & Co. KG (Ispringen) der Dicke 0,10 mm verwendet.
Die Zinnfolien wurden per Hand auf genau die Ausmaße der Original-Bleifolien aus den verwendeten Zahnfilmen zugeschnitten (3x4cm).
Ihre Reinheit beträgt 99,9%. [20]

2.4.3 Röntgenfilmhalter

Als Röntgenhalter wurden Varianten aus Kunststoff sowie sogenannte Safety-Halter mit Bleiverstärkung – die sogenannten SAFETY-Filmhalter der Firma RWT- verwendet (Abb. 11, 12).
Die gängigen Halter für analoge sowie für digitale Bilder sind Kunststoffhalter (Abb. 9, 10). Sie fixieren den Zahnfilm oder die Speicherfolie durch einen Einschub und Klemmung am oberen Rand. Außerdem sind sie reversibel über eine Führungsstange mit dem Visierring befestigt, und verhelfen somit zu einer optimalen Ausrichtung von Filmebene und Einstellung der Röntgenröhre zur Rechtwinkeltechnik.
Nicht zu vernachlässigen ist außerdem die Stabilisierung des Zahnfilms oder der Speicherfolie, die in ihren Ausmaßen sehr grazil gehalten sind und daher anfällig für Deformationen und damit einhergehenden Bildqualitätsminderungen sind.
Die Ausmaße entsprechen derer des Zahnfilms.

Die sogenannten Safety-Filmhalter sind bleiverstärkt und in sterilisierbaren Kunststoff eingebettet. Diese Neuheit aus dem Jahre 2003 ist laut Herstellerangaben die „bisher fehlende Strahlensperre direkt hinter der Filmebene“

(RWT).[56;55]Die Reststrahlendosis hinter der Filmebene soll auf weniger als 1% der applizierten Dosis reduziert werden. [56;55]

Die Dicke der innen liegenden Bleischicht beträgt 0,5 mm mit der Schutzschicht umgeben entsprechen die Ausmaße in Höhe und Breite der des Zahnfilms (3x4cm). Basal beträgt die Breite 0,5cm, nach oben hin verjüngt sich der Halter bis hin zu einer Breite von 0,4cm (siehe Abb.11,12).

Abbildung 9: Kunststoffhalter

Abbildung 10: Kunststoffhalter seitl.

Abbildung 11: Safety-Halter, Seitenansicht

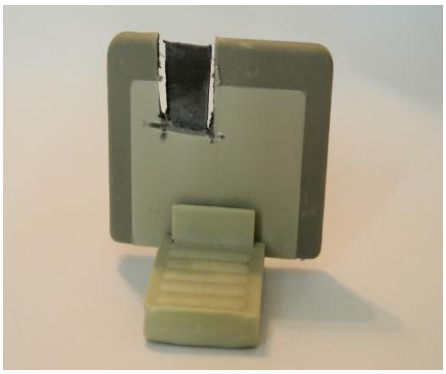

Abbildung 12: Safety-Halter angeschnitten, Bleischicht sichtbar

2.4.4 Visierringe/Blenden

Da das verwendete Röntgengerät einen Rundtubus besitzt (Abb.2), wird ein Visierring mit Blendenfunktion der Firma RWT verwendet (Abb.14). Dieser Visierring hat eine rechteckige Aussparung, die den Ausmaßen eines Zahnfilms entspricht. Er ist mit Blei verstärkt und hat die Aufgabe die Strahlung in direkter Umgebung des Zahnfilms (Streustrahlung) zu reduzieren und das Nutzstrahlenfeld auf das des Filmformats zu reduzieren.
Die Verwendung dieses Visierringes allein, soll die Strahlenbelastung um „bis zu 70% reduzieren“ (RWT).[36;38]

Des Weiteren wird ein Kunststoff-Visierring der Firma RWT verwendet (Abb. 13), wie er von den Herstellern im „Starter-Set“ der digitalen Systeme angeboten wird.
Alle Visierringe sind über eine Fixierstange mit dem Filmhalter befestigt, und garantieren so eine konstante Einstellung und Fixierung am Zahnmodell. Eine Spezialanfertigung erlaubt uns bei Verwendung der Metallblende zwei Fixierstangen zu verwenden (jeweils rechts und links exakt gegenüberliegend voneinander, Abb.15,16). Die Führungsstangen (Fixierstangen) wurden im zahntechnischen Labor durch Laserschweißen modifiziert hergestellt. Dies war aus Stabilitätsgründen nötig, um ein Repositionieren des Versuchsaufbaus zu garantieren.
Außerdem werden auch Messungen ohne Visierring erstellt.

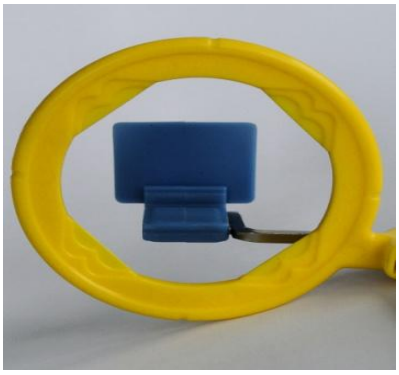

Abbildung 13: Kunststoffblende/-visierring mit Fixierstange und Filmhalter

Abbildung 14: Metallblende/-visierring

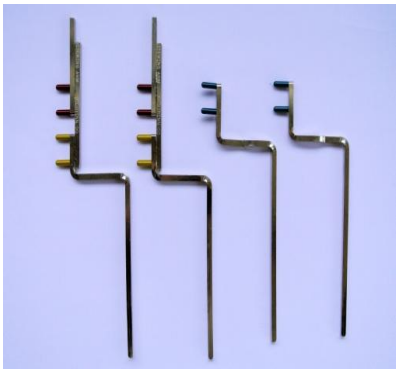

Abbildung 15: Spezialanfertigung Fixierstangen einzeln

Abbildung 16: Fixierstangen, mit Kst-Halter

2.4.5 Zahnmodell

Zur Herstellung eines Zahnmodells wurden vier extrahierte menschliche Zähne des Seitenzahnbereichs mit Chlorhexidindigluconat (CHX®) gereinigt, der Zahnwurzel anhaftende Gewebereste wurden mechanisch entfernt. Als Einbettmasse für die

Zahnwurzeln und als gewebeähnliches Material wurden die Zähne bis zum Zahnhals hin in einer geraden Reihe und auf gleicher Höhe in einem für die Zahnmedizin hergestellten Kunststoff befestigt. Die hierzu verwendete knetbare Abformmasse Silaplast FUTUR® der Firma Detax ist ein Autopolymerisat eines Zweikomponentensystems und härtet innerhalb einiger Minuten nach Vermengen mit der Katalysator-Paste zu einem harten und unverformbaren Kunststoff aus (Inhaltsstoffe: Polydimethylsiloxan und Füllstoffe).

Die Zahnkronen bleiben – wie physiologischerweise auch – unbedeckt (Abb. 17, 18).

Dieser Kunststoff wird verwendet, da dies die extrahierten Echtzähne fest verankert und gleichzeitig einen reproduzierbaren Versuchsaufbau ermöglicht.

Es werden Einkerbungen für die Visierringe sowie die Fixierstangen im Zahnmodell versehen, die die einwandfreie Reproduzierbarkeit des Versuchsaufbaus gewährleisten. Dies geschieht passgenau als „Abdruck“ während dem Aushärtens. Außerdem wird das beschriebene Zahnmodell ergänzt durch einen Sockel aus demselben Material, der je nach Versuchsaufbau (Variation Kunststoff-Blende, Metall-Blende, ohne Blende) die dazu passende Einkerbung zur Ausrichtung des Visierrings besitzt (Aufbau gesamt siehe Abb.19).

Abbildung 17: Echtzahnmodell seitlich, eingebettet in Silaplast FUTUR

Abbildung 18: Echtzahnmodell Ansicht von oben

2.4.6 Thermometer

Um eine konstante Temperatur (maximale Schwankungen von 0,5℃) für alle Messdurchläufe zu garantieren, wird direkt auf Höhe und Ebene der Röntgenröhre ein Thermometer angebracht.
Es wird ein Thermometer der Marke fielmann (Modell-Nr. RMR 121) verwendet. Der empfohlene Messbereich liegt laut Hersteller zwischen -5 und +50℃, wobei der Messfehler bei 0,1℃ liegt.[1]

2.5 Methoden

2.5.1 Versuchsaufbau allgemein

Die Versuchsanordnung besteht grundsätzlich aus fünf Teilen:
Die Basis bildet ein Sockel aus Silaplast FUTUR® Abformmasse der Firma Detax, der Aussparungen für das Zahnmodell (selbst in Silaplast FUTUR® eingebettet) sowie typische Markierungen oder Einkerbungen für die jederzeit exakte Positionierung des Visierrings, der direkt vor das Zahnmodell platziert wird, besitzt (Abb. 19).
Auf dieser Kunststoffbasis werden Zahnmodell, Visierring, Filmhalter sowie Dosimeter reproduzierbar positioniert. Silaplast FUTUR® gewährleistet hierbei eine Fixierung der Zähne im Modell sowie eine reproduzierbare Ausrichtung der Visierringe.
Zwischen Visierring und Filmhalter ist das Zahnmodell durch eine in der Basis ausgesparte und vertiefte Fläche stabil und jederzeit genauestens reponierbar positioniert. Der Abstand zwischen Tubus und Filmebene wird bei jeder Messung auf fünf Zentimeter eingestellt.

Der Visierring ist direkt vor dem Zahnmodell durch Einkerbungen, die während der Aushärtung des Kunststoffes dann als eine Art „Abdruck des Visierrings“ entstehen, positioniert. Die Einkerbung des Sockels für den jeweiligen Visierring variiert für jeden Visierring individuell, sodass bei Variationen des Visierrings jeweils ein spezifischer Sockel verwendet werden muss. Die Ausrichtung des Visierrings erfolgt mittig auf das Zahnmodell, wobei das Zahnmodell immer an derselben Stelle im Zimmer und mit derselben Ausrichtung aufgebaut wird.
Als Versuchsaufbau wird die jeweilige spezielle Kombination der Visierringe und Filmhalter bezeichnet (siehe Tabelle 5). Eine Messreihe bezeichnet den vollständigen Durchlauf des Versuchs für diesen speziellen Versuchsaufbau – somit sind danach alle Messwerte pro variierender Bleifolienanzahl erhoben (je nach Aufbau 0 Bleifolien minimal, 16 Bleifolien maximal). Als Messdurchlauf werden alle fünf Messungen einer Bleifolienanzahl benannt (pro Bleifolienanzahl fünf Messungen).

Direkt hinter dem Filmhalter wird das Dosimeter angebracht, möglichst ohne Abstand. Dieses kann nicht durch Klebung befestigt werden, da das zur Beschädigung des Empfängers führen kann. Deshalb wird es mit Hilfe von Knetmasse (nach unten hin) der Firma *hama* am Sockel befestigt (Abb.19).
Außerdem muss zwingend darauf geachtet werden, dass das Verbindungskabel ohne Spannung oder Knicke verläuft. Der Empfänger sollte mittig im Strahlengang liegen und dessen Position ist auf dem Sockel markiert.
Die Befestigung der zusätzlichen Bleifolien erfolgt direkt hinter dem Bildempfängersystem durch Einklemmen hinter den Film zusätzlich in den Filmhalter, wobei darauf geachtet wird, dass die Bleifolien exakt übereinander positioniert sind.
Bei Sensormessungen wird ein Kunststofffilmhalter verwendet, wobei dann in diesen nur die Bleifolien befestigt werden; der Sensor selbst jedoch davor durch Knetmasse basal fixiert wird. Eine Messung der Kombination Detektor und des

Safety-Halters wird nicht durchgeführt. Dies ist klinisch im Patientenmund nicht realisierbar ist, da die Dicke beider zu groß für die intraorale Anwendung ist.
Bei exakter Durchführung wird die Ausrichtung der Röntgenröhre nicht verändert. Es wird lediglich bei jedem neuen Messdurchlauf (also bei Veränderung der Bleifoliendicke) der Halter (Visierring mit befestigtem Zahnfilmhalter in festgelegtem und nicht variablem Abstand) entfernt, der Aufbau aktualisiert (Bleifolie hinzugefügt) und so wieder repositioniert ohne den Tubus verändert zu haben.
Die Positionierung des Dosimeters auf der Markierung wird nicht verändert.
Exakt dieselbe Vorgehensweise wird bei der Durchführung der Messungen mit Zinnfolie als Bleifolienersatz verfolgt.
Die Versuchsdurchführung an Messtag drei und vier (Messung mit Zinnfolie, siehe Tab. 7) ist exakt dieselbe wie an Messtag eins und zwei (Messung mit Bleifolie, siehe Tab. 7). Es wird bei dieser Versuchsdurchführung lediglich die Bleifolie durch eine Zinnfolie ersetzt.
Das heißt, dass für die erste Messung, die Schutzhülle des analogen Zahnfilms geöffnet wird und die innen liegende Bleifolie schon hier durch eine Zinnfolie ersetzt wird. Die dabei resultierende Unbrauchbarkeit des Zahnfilms durch die Belichtung mit Tageslicht beim Öffnen, beeinflusst dabei die Messungen nicht. Die Qualität der Röntgenbilder wird nicht beurteilt.
Entsprechend der Versuchsdurchführung an Messtag eins, werden für jede Blei- oder Zinnfolienanzahl fünf Messwerte erhoben (entspricht einem Messdurchlauf).

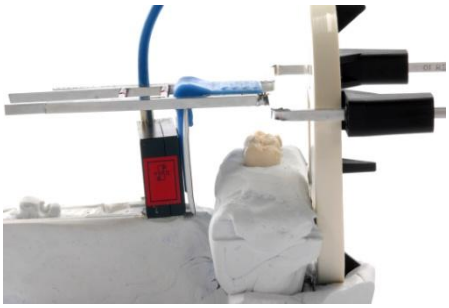

Abbildung 19: Versuchsaufbau 3 (Speicherfolie, Kunststoff-Halter, Metallblende)

Die Messreihen werden jeweils an einem zweiten Tag wiederholt (Bleifolie Messtag eins und zwei, Zinnfolie Messtag drei und vier), wobei lediglich die Messwerte der Messtage eins und drei statistisch ausgewertet werden.

2.5.2 Messungen, Versuchsdurchführung

Nach Versuchsaufbau und Fixierung des jeweiligen Röntgenbildempfängersystems (Variation Zahnfilm analog, Speicherfolie und Detektor) in der Vorrichtung sowie Auswahl der geeigneten Einstellungen am Röntgengerät (Röhrenstrom 70kV, Stromstärke 7mA und Variation der Belichtungszeit), werden pro Einstellung und pro Versuchsaufbau (Variation des Visierrings, des Empfängersystems, der Bleifolienanzahl) fünf Aufnahmen gemessen (=Messdurchlauf) und die Strahlenexposition direkt hinter der Bildebene (Anzeige Diados) notiert, wobei das Dosimeter das Ergebnis direkt und als Zahl anzeigt. Somit entstehen keine Rechenfehler und Ablesefehler werden aufs Geringste minimiert (Anzeige auf zwei Dezimalen gerundet, Ab 10µGy wird die Einstellung *low range* gewählt, es werden 4 Dezimalen angezeigt).
Dies erfolgt jeweils für alle Versuchsaufbauvariationsmöglichkeiten (Variation des Bildempfängersystems, Variation der Bleidicke von 1 – 15 Bleifolien, Variation der

Blende/Visierrings, Variation der Folienart) an zwei verschiedenen Tagen (siehe Tab.9) bei möglichst konstanter Temperatur.
Dabei wird das Dosimeter nach jeweils fünf Messungen – also einer Messreihe einer Einstellung mit einer Bleidickenvariation – auf null skaliert.
Der Vollständigkeit halber werden auch bei digitalen Bildempfängersystemen Messungen in analogen Einstellungen angefertigt, um direkte Vergleiche zwischen digitaler und analoger Technik ziehen zu können.
Die Messungen erfolgen bei 70kV, einem Röhrenstrom von 7mA und einer Zeiteinstellung die sich nach einer Unterkiefer-Aufnahme eines Molaren richtet (Tab. 3, 4). Hier wird durchaus auch nach Kind- und Adoleszenteneinstellungen unterschieden (siehe Tabelle 3,4).
Wird keine aussagekräftige Divergenz der Messwerte verschiedener Versuchsaufbauten deutlich, werden diese Messungen in folgenden Versuchsaufbauten und Messreihen nicht nochmals erhoben.

2.5.3 Messkalibrierung

Vor den Messdurchläufen wurde das Dosimeter durch die Eichbehörde Baden-Württemberg neu geeicht.
Zwischen jedem Wechsel der Einstellungen – sei es die Belichtungszeit (Einstellung Kind, Adult oder analog) oder der Versuchsaufbau (Variation der Bleifolie, Variation des Visierrings, Variation der Blende) – wird das Dosimeter auf 0 kalibriert. Dies geschieht also exakt nach fünf Messaufnahmen.

2.5.4 Umgebungsbedingungen

Die Messungen werden bei konstanter Temperatur durchgeführt, maximale Schwankungen von 0,5℃ wurden toleriert. Es wird direkt neben der Röntgenröhre auf gleicher Höhe ein Thermometer angebracht und darauf geachtet, dass die Temperaturschwankungen maximal 0,5℃ betragen.

Bei den Messungen befindet sich keiner außer der versuchsdurchführenden Person im Raum. Das heißt während der Messungen befindet sich der Versuchsaufbau beim Auslösen des Röntgengerätes im Kontrollbereich, während die auslösende Person sich hinter einer bleiverstärkten Wand im Überwachungsbereich befindet. Die Versuchsdurchführung erfolgte somit analog dem Patientenröntgen.

Die Türen sowie Fenster sind verschlossen.

Es wird darauf geachtet, dass sich direkt hinter dem Versuchsaufbau keine Hindernisse befinden (Ausrichtung des Versuchsaufbaus nicht mit Tubus Richtung Wand), um Rückstrahlung zu vermeiden. Der Luftdruck wird nicht erhoben.

2.6 Statistische Auswertung

Bei klinischen Messungen ist der Aspekt der Wiederholbarkeit der Messung von großer Bedeutung.

Selbst bei wiederholten Messungen ein- und derselben Einstellung und des exakt gleichen Versuchsaufbaus variieren die Messwerte untereinander. Es liegt (vor allem bei klinischen Messungen) immer eine mehr oder weniger große Ungenauigkeit vor. Jede Messung - auch wenn sie unter idealen Bedingungen durchgeführt wird – nähert sich dem exakten wahren Wert lediglich an. Es liegt aber immer eine mehr oder weniger große Abweichung vom „wahren“ Messwert vor. Auch unter konstanten Bedingungen ist jede Messung somit ungenau.

Aus diesem Grund werden Messungen häufig mehrfach durchgeführt, um dann im Nachhinein durch die statistische Auswertung die Wiederholbarkeit einer Messung und damit ihre Aussagekraft beurteilen zu können.

„Der Bland & Altman Plot für wiederholte Messungen beschreibt den Unterschied des Ergebnisses einer wiederholten Messung numerisch als Differenz der Einzelmessungen“.[28;12]

In einem Diagramm werden die Differenzen der Einzelmessungen gegen den Mittelwert aller Einzelmessungen aufgetragen. Alle Messungen streuen also mehr oder weniger um den Mittelwert, wohingegen die Differenzen der Einzelmessungen um die Nulllinie streuen. Der Mittelwert kommt dem wahren Messwert aber näher als jede Einzelmessung selbst.

Optimal wäre es, wenn sich der Mittelwert der Differenzen der Messwerte so nah wie möglich an der Nulllinie orientiert. In diesem Fall wäre der Fehler des Mittelwerts der einzelnen Messungen vergleichbar und die Messungen somit als vergleichbar anzusehen.

Statistisch kann der exakte Wert einer Messung also nicht belegt werden, die Wiederholung einer Messung bewirkt allerdings die möglichst genaue Annäherung des Mittelwertes der einzelnen Messwerte an den tatsächlichen Wert.[10;28;12]

Die Veröffentlichungen von Bland und Altman legen dar, dass man in 95% der Fälle davon ausgehen kann, dass zwei Messergebnisse von derselben Messgröße um weniger als das 2,77-fache des ermittelten Wertes des Messfehlers voneinander abweichen. Gleichzeitig soll in 95% der Fälle ein einzelnes Ergebnis um weniger als das 1,96fache des ermittelten Wertes des Messfehlers vom wahren aber unbekannten Wert abweichen.[12]

Die Standardabweichung ist als arithmetisches Mittel anzusehen, welches angibt inwieweit die Streubreite eines Merkmals um dessen Mittelwert ausgeprägt ist.

Vereinfacht gesagt, beschreibt die Standardabweichung inwieweit die gemessenen Einzelwerte vom ermittelten Mittelwert abweichen. [11;66]

Der p-Wert ist das Resultat eines statistischen Signifikanztest, mit dem man vorab formulierte Null-Hypothesen überprüfen kann.[11;41]
Um den p-Wert aussagekräftig beurteilen zu können muss vorab ein Signifikanz-Niveau α festgelegt werden. Mit diesem -von uns vorab auf 5% festgelegten Irrtums-Niveau- kann man die statistische Relevanz der Messwerte beurteilen, wobei diese nicht mit klinischer Relevanz gleichzusetzen ist.[11;41]
Die Bestätigung der Nullhypothese würde in Anbetracht dieser Studie bedeuten, dass die Einbringung einer Folie in den Strahlengang keine Auswirkung auf die resultierende Durchlichtstrahlung hinter der Filmebene hätte.
Liegen die p-Werte jedoch unterhalb dem vorab festgelegten 5%-Signifikanzniveau, gilt die Nullhypothese als widerlegt. Das Ergebnis gilt dann als statistisch signifikant.

Zur Auswertung der Messergebnisse wurden die Werte der Standardabweichung sowie die p-Werte mit Hilfe des Statistikprogramms JMP 10 JMP ermittelt.
Dieses wurde auch zur Herstellung der Abbildungen zu Hilfe genommen. Zur Aufnahme der Messungen direkt vor Ort wurde das Programm Excel (Version 2007) verwendet.

2.6.1 Codierungen der Tabellen im Programm JMP

Zum Erstellen der Datentabellen wurden alle wichtigen Eingabedaten umcodiert. Somit befinden sich in der Datentabelle nur Zahlen; keine Daten, Namen oder Beschreibungen. Diese Codierungen finden sich in den folgenden Tabellen 5-8 wieder und sind hilfreich, was die Veranschaulichung der Diagramme betrifft.

AUFBAU

1	Kunststoff-Halter, ohne Blende
2	Kunststoff-Halter, Kunststoff-Blende
3	Kunststoff-Halter, METALL-Blende
4	BLEI-Halter, METALL-Blende

Tabelle 5: Codierung der Jmp-Tabellen Versuchsaufbau

BELICHTUNGSZEIT

1	ADULT, analog
2	KIND, analog
3	ADULT, digital
4	KIND, digital

Tabelle 6: Codierung der Jmp-Tabellen Belichtungszeit

MESSDATUM

1	03.02.2011 (Bleifolie)
2	21.02.2011 (Bleifolie)
3	30.03.2011 (Zinnfolie)
4	02.04.2011 (Zinnfolie)

Tabelle 7: Codierung der Jmp-Tabellen Messdatum

FOLIENART

1	Bleifolie
2	Zinnfolie

Tabelle 8: Codierung der Jmp-Tabellen Folienart

3. ERGEBNISSE

Wie bereits erwähnt, wurde eine Versuchswiederholung für jeden Versuchsaufbau an einem zweiten Tag durchgeführt (siehe Tab. 7).
Tabelle 9 und 10, sowie Tabelle 11 und 12, zeigen die Messergebnisse dieser zwei Messtage; differenziert in die einzelnen Messungen 1-5, deren Mittelwerte sowie Standardabweichung und p-Wert. Somit lassen die Tabellen eine Beurteilung über die Wiederholbarkeit der Messungen eines Tages sowie die Signifikanz der Messwerte zu, als auch den Vergleich zwischen den zwei verschiedenen Messtagen untereinander.
Pro Versuchstag wurden 1725 Einzelmessungen und 345 Messdurchläufe durchgeführt. An allen vier Messtagen insgesamt (Tab. 7) wurden demnach 6900 Einzelmessungen bei gleichzeitig 1380 Messdurchläufen erhoben.

3.1 Ergebnistabellen Messtag 1 und 2 im Vergleich, Zahnfilm

Bei Betrachtung der Tabellen 9 und 10 wird deutlich, dass die Standardabweichungen – bis auf zwei Ausnahmen (vier Folien Messtag 1, eine Folie Messtag 2)- Werte kleiner 0,1 annehmen.
Die p-Werte liegen – bis auf diese eben genannten zwei Ausnahmen – zwischen 0,00 und 0,04.
Dies lässt den Schluss zu, dass die Nullhypothese widerlegt ist, sowie die Messwerte wiederholbar und damit aussagekräftig sind.
Betrachtet man jedoch die Einzelwerte der Messreihen der Tabellen 9 und 10 im Vergleich; wird deutlich, dass die Messwerte nicht exakt übereinstimmen.
Die Differenzen der Wertabnahme pro zusätzlichen Folien sind ähnlich, die Werte selbst jedoch nicht vergleichbar.

Dies ist der Grund, warum zur statistischen Auswertung lediglich die Werte des ersten Messtages hinzugezogen wurden.

Anzahl der Folien	Messung 1_µGy	Messung 2_µGy	Messung 3_µGy	Messung 4_µGy	Messung 5_µGy	Mittelwert	Standardabweichung
1	51,60	51,50	51,60	51,50	51,50	51,54	0,05
2	31,90	31,80	31,70	31,70	31,70	31,76	0,08
3	21,20	21,10	21,10	21,10	21,20	21,14	0,05
4	14,70	14,50	14,40	14,70	14,60	14,58	0,13
5	10,66	10,72	10,76	10,77	10,71	10,72	0,04
6	7,96	8,01	8,07	8,03	7,91	8,00	0,06
7	6,07	6,23	6,15	6,17	6,16	6,16	0,05
8	5,13	5,08	5,12	5,12	5,08	5,11	0,02
9	4,10	4,12	4,13	4,13	4,14	4,12	0,01
10	3,62	3,61	3,64	3,65	3,65	3,63	0,01
11	3,22	3,20	3,21	3,23	3,23	3,22	0,01
12	2,85	2,84	2,86	2,85	2,85	2,85	0,00
13	2,63	2,62	2,64	2,62	2,61	2,62	0,01
14	2,46	2,44	2,45	2,45	2,45	2,45	0,00
15	2,24	2,23	2,22	2,25	2,20	2,23	0,01
16	2,06	2,07	2,03	2,04	2,01	2,04	0,02

Tabelle 9: Messergebnisse Aufbau 3 (Kst-H., Metall-Bl.), Zahnfilm, Adult, Bleifolie, **Messtag 1**

Anzahl der Folien	Messung 1_µGy	Messung 2_µGy	Messung 3_µGy	Messung 4_µGy	Messung 5_µGy	Mittelwert	Standardabw.
1	62,40	62,30	62,20	62,10	62,30	62,26	0,11
2	34,90	34,80	34,90	34,90	34,70	34,84	0,08
3	23,40	23,50	23,40	23,40	23,50	23,44	0,05
4	16,30	16,30	16,30	16,30	16,10	16,26	0,08
5	12,20	12,20	12,20	12,10	12,10	12,16	0,05
6	9,28	9,32	9,32	9,27	9,26	9,29	0,02
7	7,22	7,19	7,18	7,15	7,13	7,17	0,03
8	5,93	5,93	5,91	5,89	5,90	5,91	0,01
9	5,00	4,99	4,97	4,97	5,00	4,99	0,01
10	4,29	4,26	4,27	4,22	4,27	4,26	0,02
11	3,69	3,69	3,70	3,70	3,70	3,70	0,00
12	3,18	3,19	3,19	3,18	3,19	3,19	0,00
13	2,91	2,91	2,93	2,90	2,91	2,91	0,01
14	2,48	2,47	2,46	2,45	2,44	2,46	0,01
15	2,38	2,38	2,37	2,38	2,36	2,37	0,00
16	2,33	2,33	2,31	2,32	2,32	2,32	0,00

Tabelle 10: Messergebnisse Aufbau 3 (Kst-H., Metall-Bl.), Zahnfilm, Adult, Bleifolie, **Messtag 2**

3.2 Ergebnistabellen Messtag 3 und 4 im Vergleich, Speicherfolie

Die Tabellen 11 und 12 zeigen die Messwerte der Versuchsaufbauten der Speicherfolie an Tag drei und vier.

Hierbei fällt auf, dass die einzelnen Messwerte der verschiedenen Tage untereinander divergieren. Aus den gleichen Versuchsaufbauten an unterschiedlichen Tagen resultieren **nicht** die identischen Messwerte.

Lediglich die Werte der Standardabweichung liegen konstant niedrig, wobei diese (bis auf eine Ausnahme Messstag 3, zwei Zinnfolien) Werte kleiner oder gleich 0,1 annimmt.

Die Nullhypothese ist somit abgelehnt, die Messungen sind als wiederholbar zu beurteilen.

Die Schwankungen zwischen den Werten der beiden Messtage hat veranlasst nur die Messergebnisse des Messtages drei statistisch auszuwerten.

Anzahl der Folien	Messung 1_µGy	Messung 2_µGy	Messung 3_µGy	Messung 4_µGy	Messung 5_µGy	Mittelwert	Standardabweichung
0	51,40	51,40	51,30	51,40	51,40	51,38	0,04
1	40,90	40,90	40,80	40,90	41,10	40,92	0,10
2	34,00	33,90	34,10	34,00	34,10	34,02	0,08
3	28,50	28,50	28,50	28,50	28,60	28,52	0,04
4	24,20	24,20	24,20	24,20	24,00	24,16	0,08
5	20,60	20,70	20,50	20,60	20,60	20,60	0,07
6	17,80	17,70	17,70	17,80	17,70	17,74	0,05
7	15,10	15,20	15,10	15,20	15,20	15,16	0,05
8	13,00	13,00	13,00	13,10	13,00	13,02	0,04
9	11,40	11,40	11,40	11,50	11,50	11,44	0,05
10	9,96	9,94	9,87	9,89	9,88	9,91	0,03
11	8,75	8,74	8,67	8,72	8,69	8,71	0,03
12	7,73	7,67	7,73	7,69	7,72	7,71	0,02
13	6,80	6,76	6,84	6,78	6,78	6,79	0,03
14	5,91	5,92	5,86	5,92	5,88	5,90	0,02
15	5,32	5,32	5,30	5,30	5,31	5,31	0,01

Tabelle 11: Messergebnisse Aufbau 3 (Kst-H., Metall-Bl.), Speicherfolie, Adult, Zinnfolie, **Messtag 3**

Anzahl der Folien	Messung 1_µGy	Messung 2_µGy	Messung 3_µGy	Messung 4_µGy	Messung 5_µGy	Mittelwert	Standardabweichung
0	54,70	54,70	54,40	54,60	54,70	54,62	0,13
1	44,30	44,30	44,30	44,20	44,30	44,28	0,04
2	36,80	36,80	36,70	36,70	36,80	36,76	0,05
3	30,90	30,90	30,90	30,90	30,90	30,90	0,00
4	26,50	26,40	26,50	26,40	26,50	26,46	0,05
5	22,70	22,80	22,70	22,70	22,70	22,72	0,04
6	20,70	20,70	20,70	20,70	20,70	20,70	0,00
7	16,60	16,70	16,60	16,60	16,70	16,64	0,05
8	14,70	14,70	14,60	14,70	14,60	14,66	0,05
9	12,20	12,20	12,30	12,20	12,20	12,22	0,04
10	10,80	10,80	10,70	10,80	10,70	10,76	0,05
11	9,71	9,72	9,68	9,72	9,74	9,71	0,02
12	8,54	8,58	8,62	8,54	8,53	8,56	0,03
13	7,28	7,27	7,31	7,35	7,41	7,32	0,05
14	6,41	6,42	6,41	6,44	6,46	6,43	0,02
15	5,58	5,58	5,56	5,55	5,61	5,58	0,02

Tabelle 12: Messergebnisse Aufbau 3 (Kst-H., Metall-Bl.), Speicherfolie, Adult, Zinnfolie, **Messtag 4**

3.3 Messtag 1, Bleifolie

3.3.1 Analoger Zahnfilm

Der erste Messdurchlauf des Versuchsaufbaus *analoger Zahnfilm* wird ohne zusätzliche Bleifolie durchgeführt. Eine Bleifolie befindet sich bereits in der Schutzfolie des Zahnfilms, diese wird nicht entfernt da dies klinisch so keine Anwendung findet.

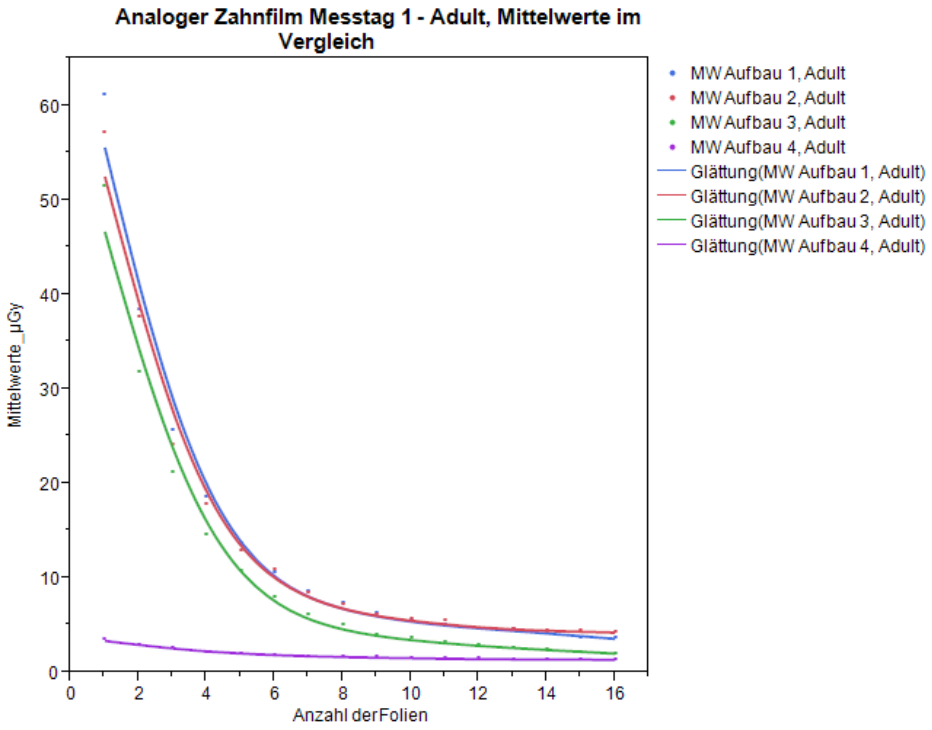

Abbildung 20: MW Analoger Zahnfilm, Adult, differenziert nach Aufbau

Abbildung 20 zeigt eine deutliche Abnahme des Strahlendurchtritts pro zusätzlicher Bleifolie. Wobei bei Aufbau 1 (Kunststoffhalter ohne Visierring) nur geringgradig höhere Werte zu beobachten sind als bei Aufbau 2 (Kunststoffhalter mit Kunststoffvisierring). Der Endpunkt (Messung mit 16 Bleifolien) ist jedoch minimal niedriger angesiedelt als bei Aufbau 2, es nähern sich jedoch beide einem Wert von 5µGy an.

Da sich keine aussagekräftige Divergenz zwischen Aufbau eins und zwei (Tab. 5) ergeben hat, wird Versuchsaufbau eins bei den folgenden Röntgensystemen (Speicherfolie sowie Detektor) nicht mehr berücksichtigt.

Selbst der Unterschied zwischen der Verwendung eines Kunststoff-Visierrings und eines Metallvisierrings ist zu erkennen. Die Messwerte bei Verwendung eines

Metallvisierrings sind deutlich geringer, der Graph dieses Versuchsaufbaus parallel auf der y-Achse nach unten verschoben.

Außer Konkurrenz stehen die Messergebnisse von Aufbau 4 (Graph *lila*), die sich deutlich auf der y-Achse nach unten hin absetzen.

Sie betragen bereits bei der ersten Messung weniger als ein Zehntel der Messwerte von Aufbau 2. Ab der Verwendung von zehn Bleifolien verlaufen die Graphen des Aufbaus zwei, drei und vier deutlich flacher auf ihren Endpunkt zu, der sich bei Aufbau drei und vier deutlich unter dem Messwert von 5µGy befindet. Die Durchlichtstrahlung ist bei Verwendung von 10 Bleifolien auf etwa 1/10 der Ausgangswerte reduziert.

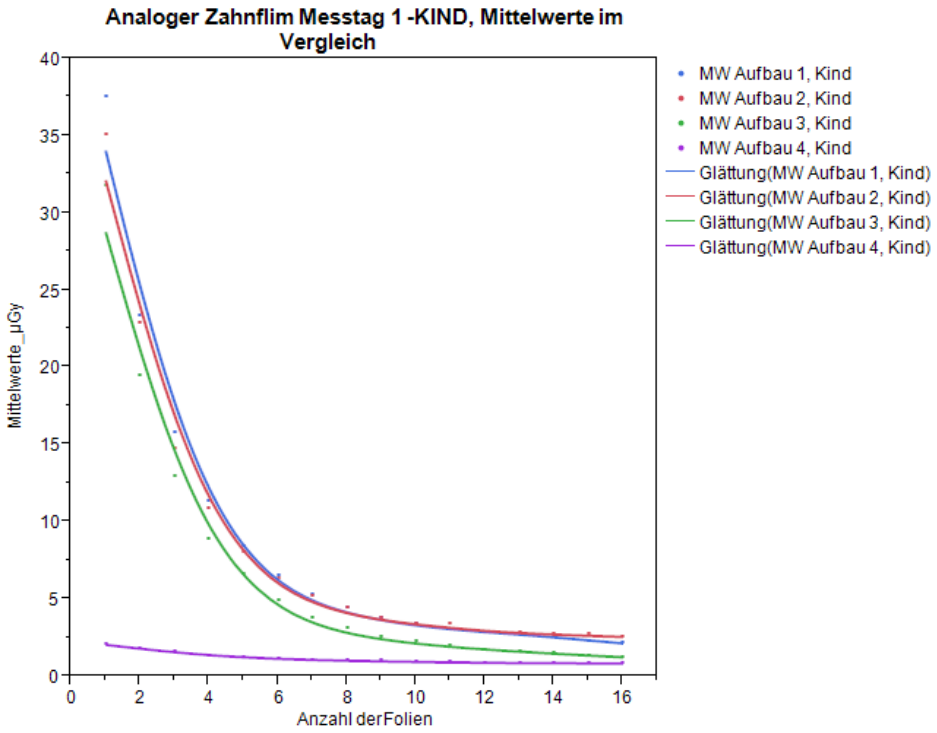

Abbildung 21: MW analoger Zahnfilm, Kind, differenziert nach Aufbau

Abbildung 21 zeigt die Messwerte mit der Einstellung *Kind*. Diese sind bis zu 40% geringer, jedoch stimmen sie im Verlauf der Abnahme mit den Messungen der Einstellung *Adult* überein (Abb.20)

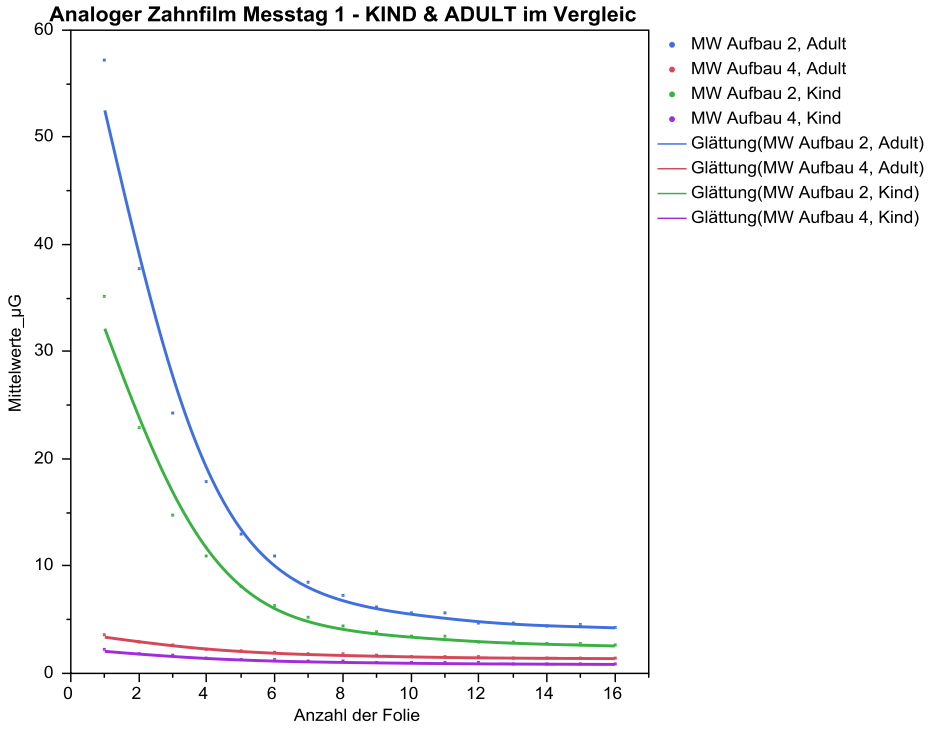

Abbildung 22: Vergleich Kind-Adult Aufbau 2 und 4

Zur Übersicht sind in Abbildung 22 nur Aufbau 2 und 4 eingezeichnet. Der deutlich parallele Verlauf der jeweils beiden Graphen gleicher Einstellung ist hervorzuheben und verdeutlicht die oben bereits genannten Ergebnisse.

Um die deutliche Verringerung der Durchlichtstrahlung pro zusätzlicher Bleifolie hervorzuheben, sind in Abbildung 23 die prozentualen Werte der gemessenen Durchlichtstrahlung eingezeichnet; wobei die erste Messung mit einem Zahnfilm (also einer Bleifolie) als 100%-Wert angesehen wird. Jede folgende Messung wird also in Relation zum ersten Messwert als prozentuale Abnahme angegeben.
Deutlich ist der nahezu parallele Verlauf der Graphen der Aufbauten eins bis drei. Die Strahlenreduktion durch eine zusätzliche Bleifolie beträgt bei Aufbau eins bis drei etwa 40%. Durch eine weitere Bleifolie wird die Durchlichtstrahlung um

nochmals 20% auf etwa ca. 40% des Ausgangswertes reduziert, wobei sich die letzten Messwerte bei Verwendung von 16 Bleifolien alle der 5%-Marke der Durchlichtstrahlung nähern. Im Fall von Aufbau 3 sogar deutlich weniger.

Graph 4 ist gesondert zu betrachten. Basierend auf den Abbildungen 20-22 kann man den flachen Verlauf auf die ohnehin schon reduzierten Ausgangsmesswerte bei Verwendung des Bleihalters in Verbindung bringen. Schon der erste Messwert beträgt hier nur etwa 5% vom Ausgangsmesswert der anderen drei Versuchsaufbauten 1-3 (Abb. 20).

Diese ohnehin schon stark reduzierte Durchlichtstrahlung wird durch weitere 15 Bleifolien um weitere 60% gesenkt (auf bis zu 40% des Ausgangswertes, Abb. 23).

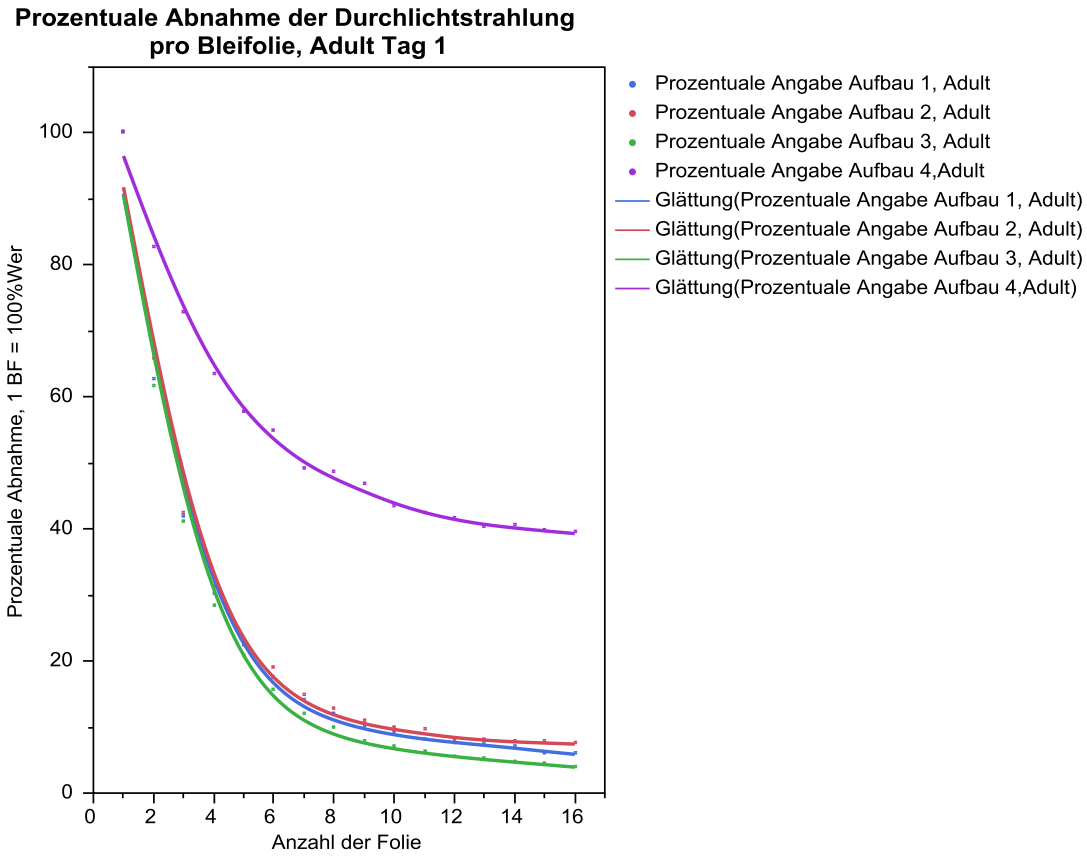

Abbildung 23: Prozentuale Reduktion der Durchlichtstrahlung, differenziert nach Aufbau

3.3.2 Speicherfolie

Bei der Versuchsreihe der Speicherfolie findet die Bleifolie zunächst keine Verwendung, da diese in diesem System keine Verwendung findet.
Es wurde lediglich die Belichtungszeit angepasst, die durch die höhere Empfindlichkeit dieses Systems reduziert werden kann; was schon ohne Bleifolie zur Dosisreduktion führt.

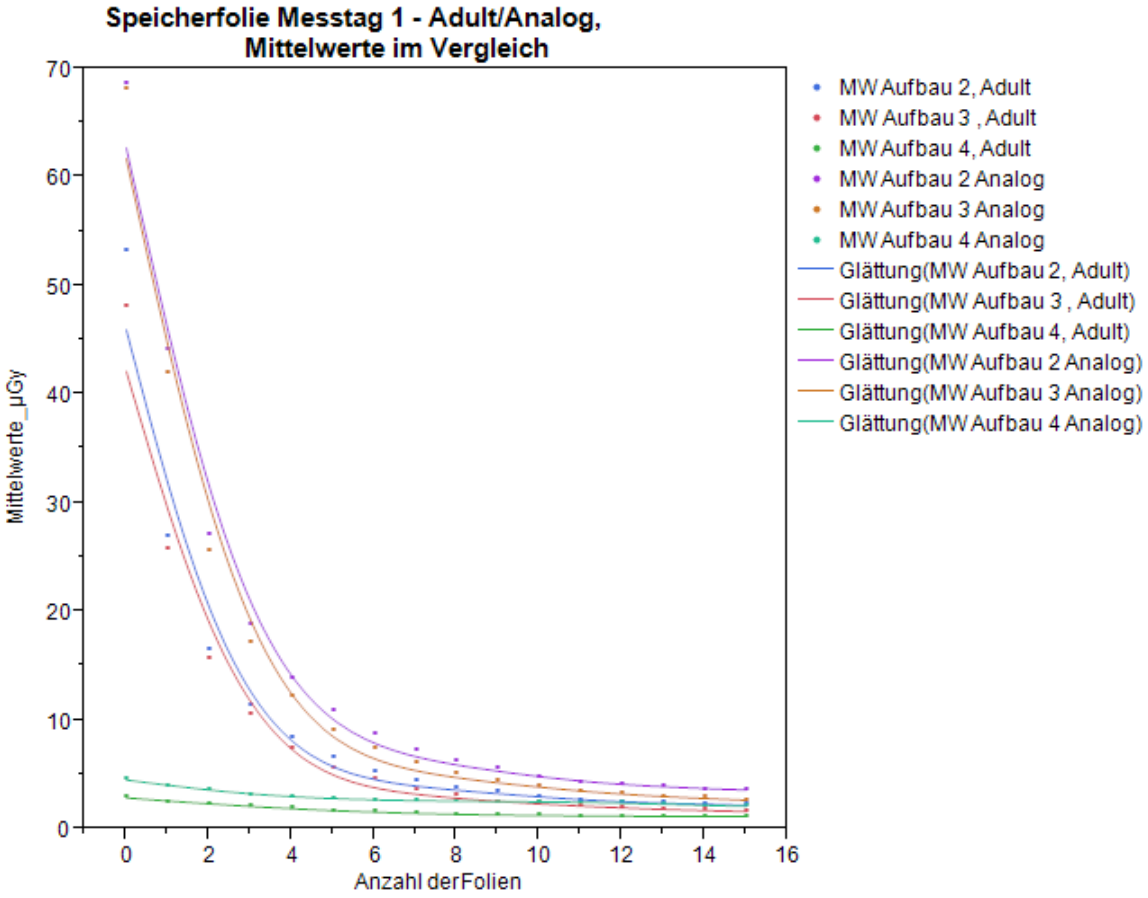

Abbildung 24: MW Speicherfolie, Adult, differenziert nach Aufbau

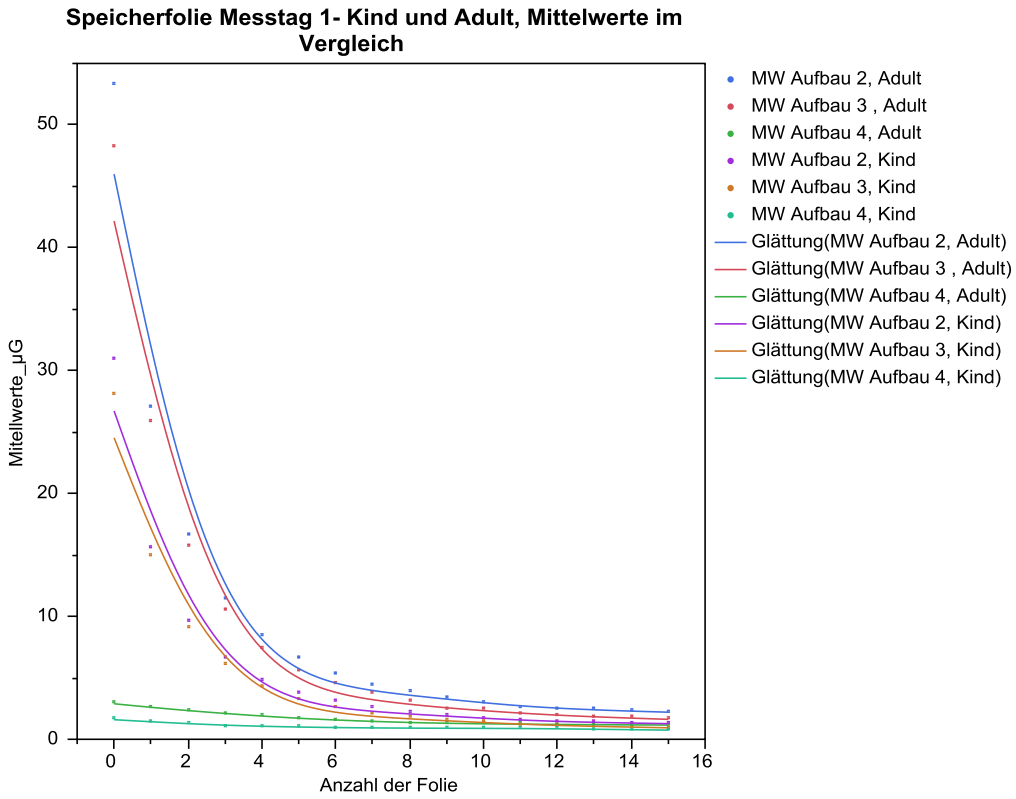

Abbildung 25: MW Speicherfolie, Adult und Kind im Vergleich, differenziert nach Aufbau

Aufbau eins (Kunststoff-Visierring ohne Blende) wurde bei diesen Messungen nicht berücksichtigt

Abbildung 24 und 25 des Aufbaus zwei der Einstellung *Adult* zeigen deutlich, dass selbst die erste Messung des Speicherfoliensystems nur knapp über 50µGy liegt und schon durch die erste Bleifolie auf etwa 50% des Ausgangswertes abnimmt (Abb.24, 25). Auch die anderen Graphen zeigen einen ähnlichen Verlauf.

Die Steigung der Kurve flacht ab der Verwendung von zehn Bleifolien deutlich ab. Durch die Verwendung von 15 zusätzlichen Bleifolien wird die Durchlichtstrahlung bis unter 5µGy reduziert.

Es kann trotzdem ein Unterschied bei der Verwendung der Blenden oder Visierringe festgestellt werden, wobei auch hier der Metallvisierring eine Reduktion der Durchlichtstrahlung bewirkt, die zum Endpunkt der Messungen reduziert wird.

Der Graph des Aufbaus vier nähert sich deutlich dem Nullwert an, selbst der erste Messwert liegt deutlich unter 5µGy.

Die Messwerte der Einstellung *Kind* bewegen sich parallel zu den Messwerten der Einstellung *Adult* und bewirken eine Strahlenreduktion um ca. 40 % (Abb. 25). Die Messwerte der Einstellung *Analoge Einstellung* sind deutlich erhöht, jedoch vom Messverlauf her auch parallel im Vergleich zu den beiden anderen Einstellungen (Abb. 24).

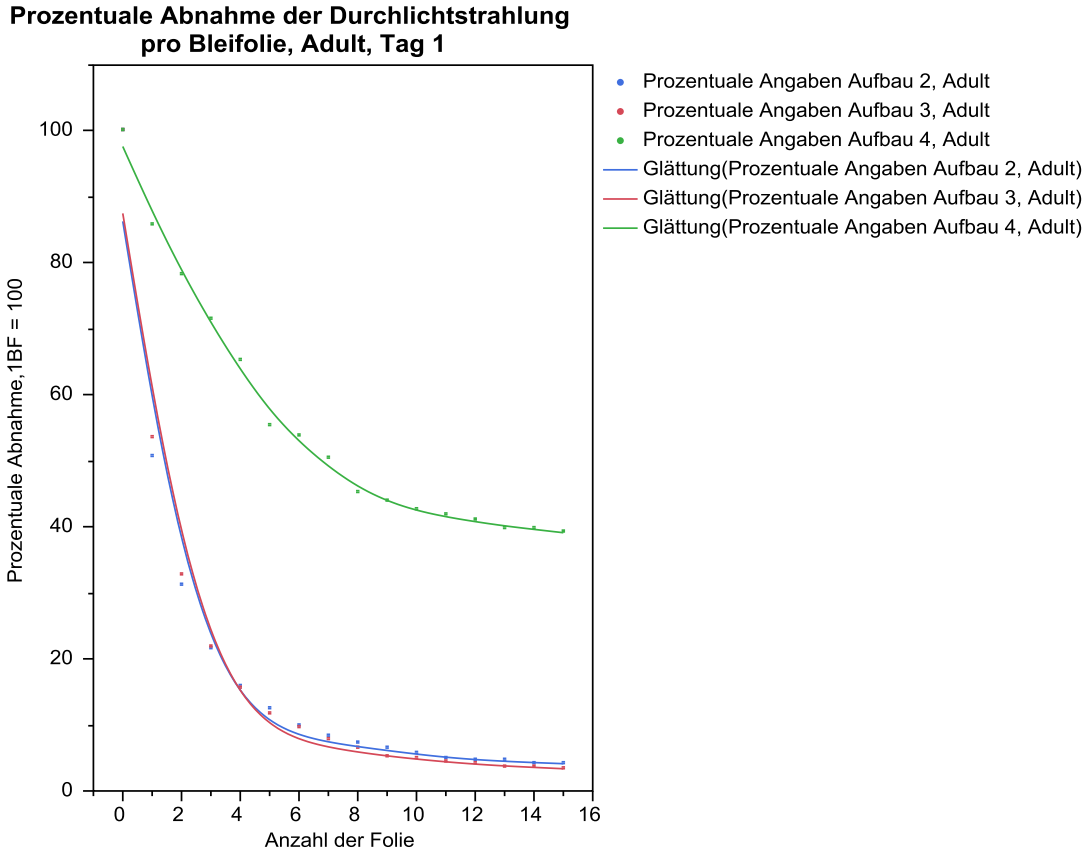

Abbildung 26: Prozentuale Reduktion der Durchlichtstrahlung Speicherfolie, differenziert nach Aufbau

Abbildung 26 zeigt die prozentuale Abnahme der Durchlichtstrahlung im Vergleich zum ersten Messwert (hier Speicherfolie ohne Bleifolie).
Die prozentuale Abnahme der Durchlichtstrahlung bei Verwendung von Bleifolien zusätzlich zum Speicherfoliensystem zeigt eine nochmalige erreichbare Strahlenreduktion um etwa 50% bei Verwendung bereits einer zusätzlichen Bleifolie. Die zweite Bleifolie bewirkt eine weitere Strahlenreduktion auf circa 30% des Ausgangswertes. Bei Verwendung von 15 Bleifolien sinkt die Durchlichtstrahlung auf weniger als 4% des Ausgangswertes, wobei die Strahlenreduktion ab Verwendung von etwa sieben Bleifolien deutlich geringer verläuft als zu Beginn der Messungen (Abb. 24-26).
Der Graph des Versuchsaufbaus vier zeigt lediglich eine Reduktion der Durchlichtstrahlung bei Verwendung des Bleihalters und zusätzlichen Bleifolien um maximal 40%, dies aber zugleich bei einem Ausgangswert der Messungen von unter 3µGy und einem daraus resultierenden Endwert von kleiner als 1µGy (Abb. 24,25).

3.3.3 Detektor

Die Messungen des Detektorsystems wurden nur mit Aufbau zwei und drei durchgeführt, da die Verwendung des Bleihalters mit dem Detektor-System nicht möglich ist. Der erste Messwert resultiert aus einer Messung ohne Verwendung einer Bleifolie, diese wird in Kombination mit dem Detektor nicht verwendet.

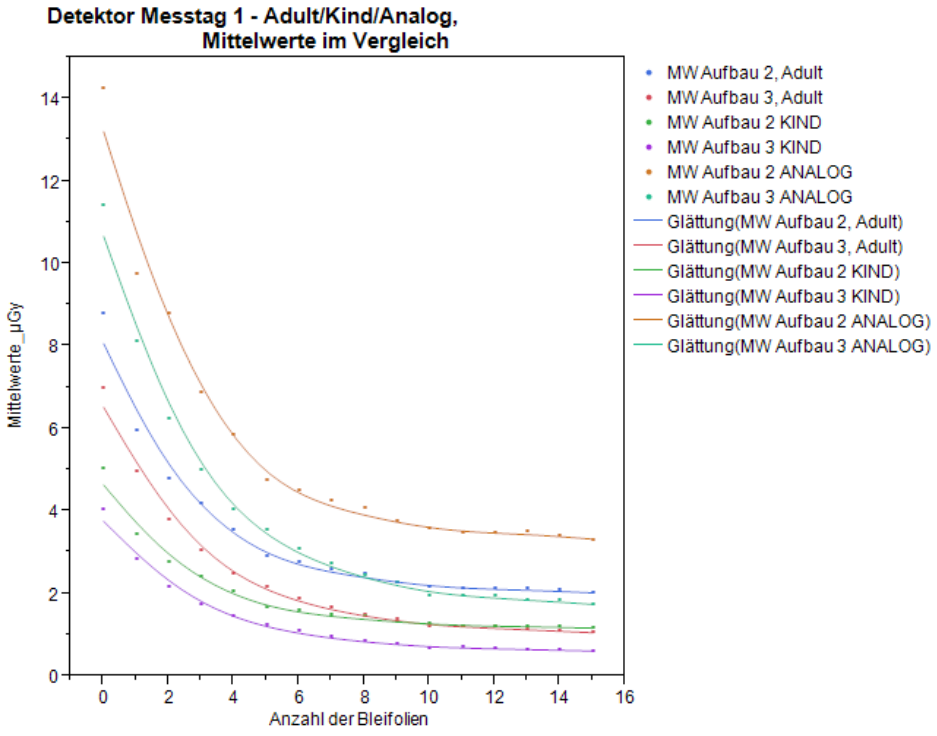

Abbildung 27: MW Detektor, Adult und Kind im Vergleich, differenziert nach Aufbau

Schon dieser erste Messwert liegt bei etwa 8 µGy der *Adult*-Einstellung und bei etwa 4,5 µGy der *Kind*-Einstellung (Abb.27). Die große Steigung der Graphen zeigt die deutliche Abnahme der Messwerte, bis diese sich ab Verwendung von zehn Bleifolien abflacht und dem Endpunkt der Messungen flach nähert. Dieser liegt bei der *Adult*-Einstellung deutlich unter 3 µGy bzw. 2 µGy bei Verwendung des Metallvisierrings. Die Messwerte der *Kind*-Einstellung haben den parallelen Verlauf dazu und enden deutlich unter 2 µGy bzw. 1 µGy.

Deutlich höher sind die Messwerte der analogen Einstellung, die einen Ausgangswert von über elf, bzw. über 14 µGy, sowie ihren Endpunkt bei über 4µGy, bzw. über 2 µGy, erreichen. Dabei ist auch hier der parallele Verlauf zu den anderen Graphen sehr deutlich, jedoch auf der y-Achse nach oben verschoben.

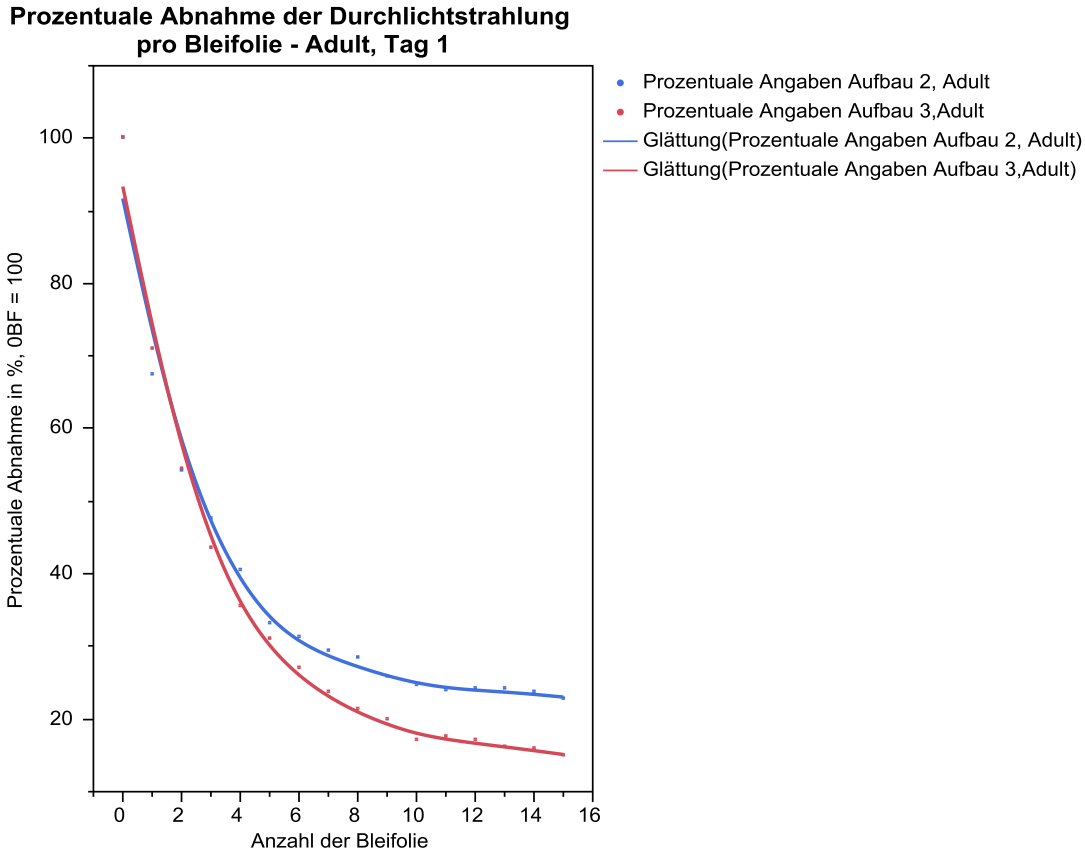

Abbildung 28: Prozentuale Reduktion der Durchlichtstrahlung Detektor, differenziert nach Aufbau

Abbildung 28 zeigt die deutliche weitere Strahlenreduktion auf nochmalige circa 20% des durchaus schon erniedrigten Ausgangswertes (Abb. 27) bei Verwendung von 15 zusätzlichen Bleifolien. Bereits eine weitere Bleifolie reduziert die Durchlichtstrahlung um 25%, wobei drei Bleifolien eine weitere Reduktion um bis zu 45% im Vergleich zum Ausgangsmesswert bewirken.

Ab der Verwendung von vier Bleifolien, ist ein deutlicher Unterschied der Reduktion der Durchlichtstrahlung zwischen Aufbau 2 und 3 zu bemerken. Die Reduktion bei Aufbau zwei beträgt nach 15 Bleifolien 23%, wobei sie bei Aufbau vier lediglich 15 % des Ausgangswertes beträgt.

3.4 Messtag 3, Zinnfolie

3.4.1 Analoger Zahnfilm

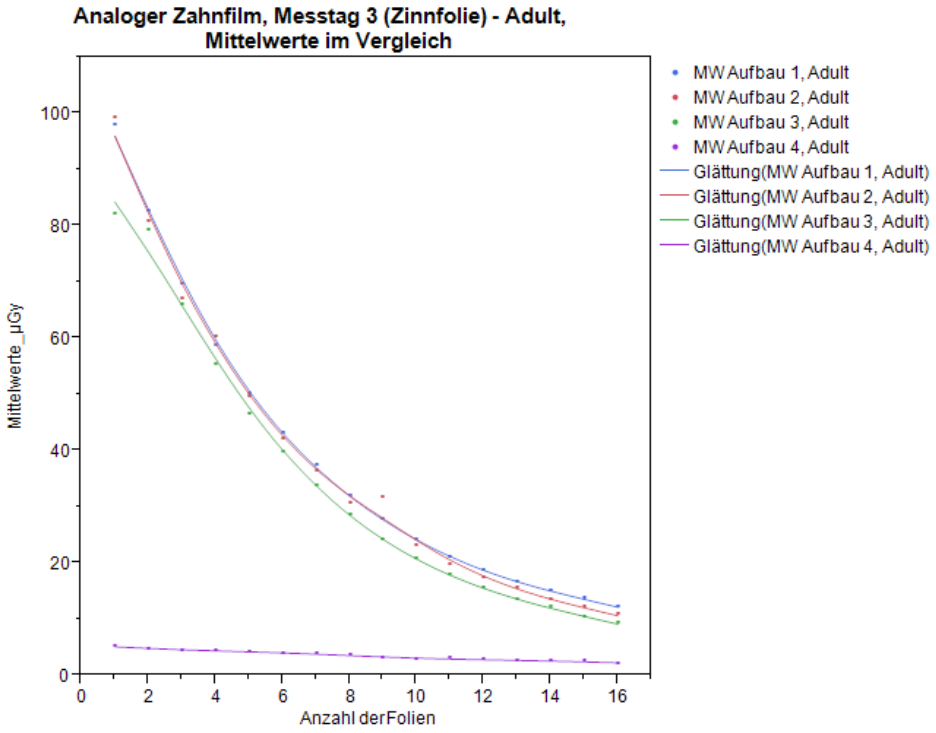

Abbildung 29: MW Analoger Zahnfilm, Zinnfolie, Adult, differenziert nach Aufbau

Abbildung 29 zeigt eine deutliche Abnahme der Durchlichtstrahlung bei Verwendung jeder zusätzlichen Zinnfolie. Die erste Messung findet bereits bei Verwendung einer Zinnfolie statt, diese wird analog dem Aufbau eines konventionellen Zahnfilms anstelle der Bleifolie in die Schutzhülle eingelegt. Die konstante Abnahme der Durchlichtstrahlung pro Zinnfolie resultiert in einer Endmessung bei Verwendung von 16 Zinnfolien, die bei Aufbau eins bis drei einen Messwert von etwa 15 µGy angibt.
Ab der Verwendung von 10 Zinnfolien flacht die Steigung der Kurve deutlich ab.

Aufbau vier ist gesondert zu betrachten. Auch hier wird eine konstante, aber lange nicht so signifikante Abnahme der Durchlichtstrahlung gemessen, die ihrerseits in einem letzten Wert von unter 1 µGy endet.

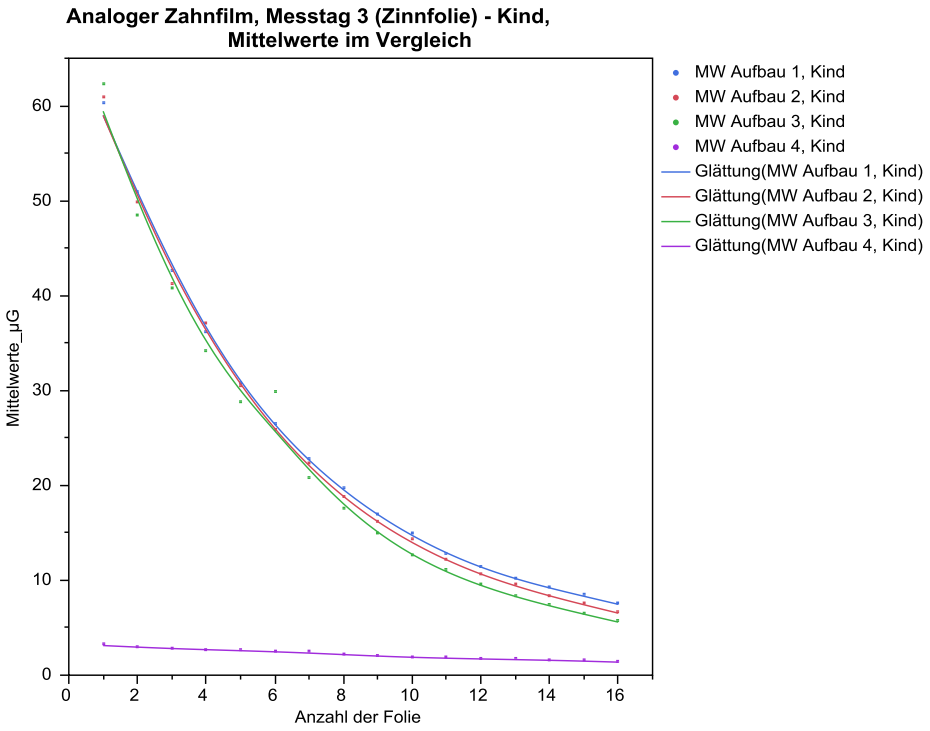

Abbildung 30: MW Analoger Zahnfilm, Zinnfolie, Kind, differenziert nach Aufbau

Abbildung 31 zeigt dementsprechend die prozentuale Abnahme der Durchlichtstrahlung pro Zinnfolie. Dabei wird die erste Messung bei Verwendung einer Zinnfolie (analog Bleifolie im konventionellen Zahnfilm) als 100%-Wert betrachtet.

Auffällig ist der nahezu parallele Verlauf der Graphen des Aufbaus eins bis drei, die ihrerseits jeweils eine durchschnittliche Reduktion der Strahlung um 10% pro Zinnfolie verdeutlichen. Eine Ausnahme bildet Graph vier. Dieser verzeichnet eine deutlich niedrigere Abnahme pro Zinnfolie um etwa 5%, mit einem Endmesswert

(bei 16 Zinnfolien) von etwa 50% des Ausgangswertes. Wobei aber auch – Abbildung 29 und 30 hinzuziehend – die Ausgangswerte bei Verwendung von Aufbau vier um mehr als ein Zehntel geringer ist (siehe Messung 1 Abbildung 30). Auch hier ist die leichte Abflachung der Kurve ab Messung 10 zu erahnen.

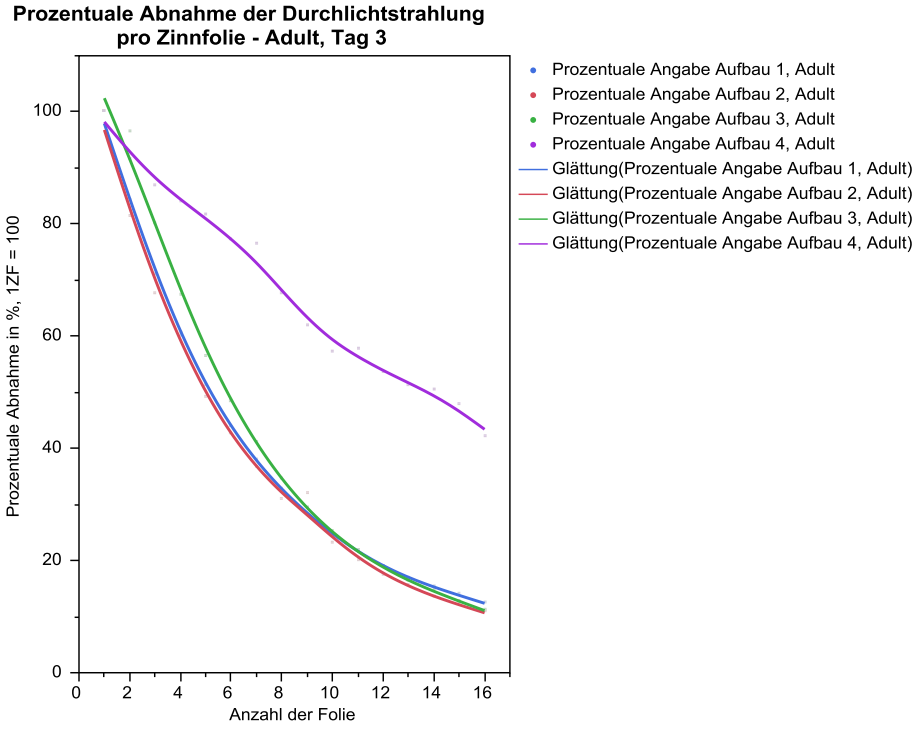

Abbildung 31: Prozentuale Reduktion der Durchlichtstrahlung, differenziert nach Aufbau

3.4.2 Speicherfolie

Abbildung 32 zeigt einen deutlich parallelen Verlauf jeweils zweier Graphen. Graph *blau* und *rot* zeigen die Messwerte der Erwachseneneinstellung bei Verwendung des Speicherfoliensystems und zusätzlichen Zinnfolien. Graph *lila* und *gelb* zeigen die Messwerte der entsprechenden analogen Einstellung. Diese sind im Vergleich

zu *rot* und *blau* parallel nach oben verschoben. Die ersten Messwerte ohne Zinnfolie zeigen noch deutliche Unterschiede, wobei die Messergebnisse der analogen Einstellung bei etwa 82 bzw. 100 µGy und die Messergebnisse der dementsprechenden digitalen Einstellung bei 45 bzw 62 µGy liegen. Der deutliche Unterschied der Graphen minimiert sich zum Endpunkt der Messungen hin, wobei diese unter 20 µGy bei analogen Einstellungen und unter 15 µGy bei digitalen Einstellungen liegen.

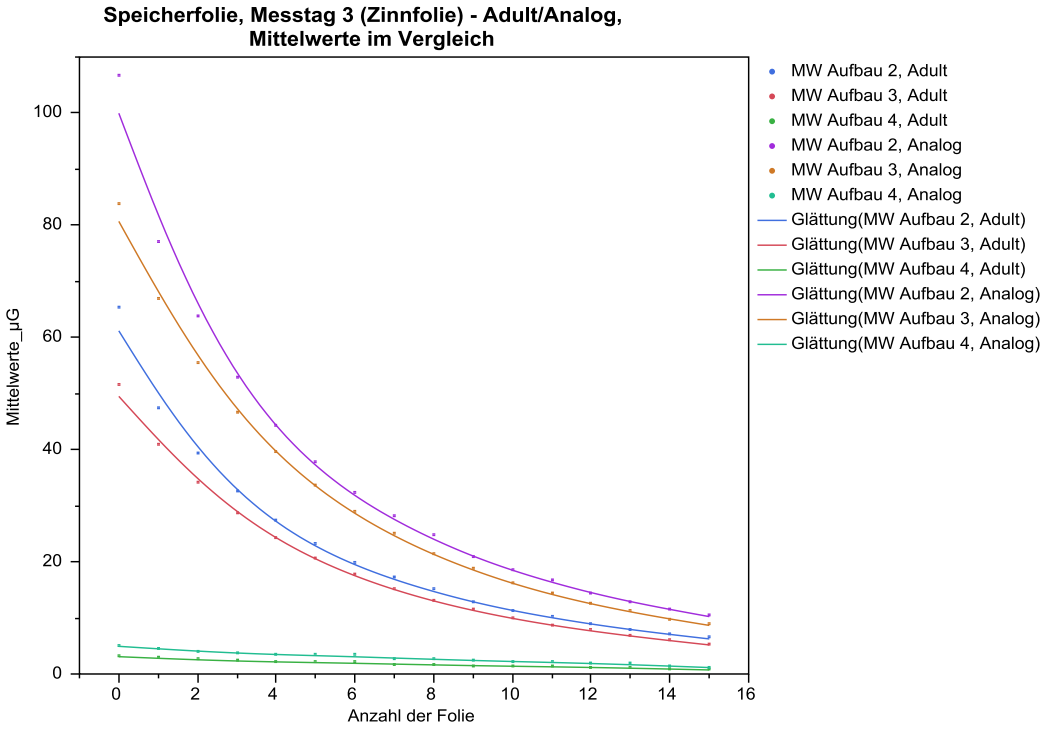

Abbildung 32: Speicherfolie, Vergleich Adult/Analog, differenziert nach Aufbau

Deutliche Unterschiede sind bei Graph *grün* und *dunkelgrün* zu verzeichnen. Der Verlauf der Aufzeichnungen ist nicht parallel zu den anderen Graphen; jedoch parallel zueinander, deutlich abgesetzt und mit deutlich niedrigeren Messwerten, die ihren Messbeginn bei unter 5 µGy besitzen und sich dem Nullpunkt stark annähern.

Die Abnahme pro Messwert ist deutlich geringer.

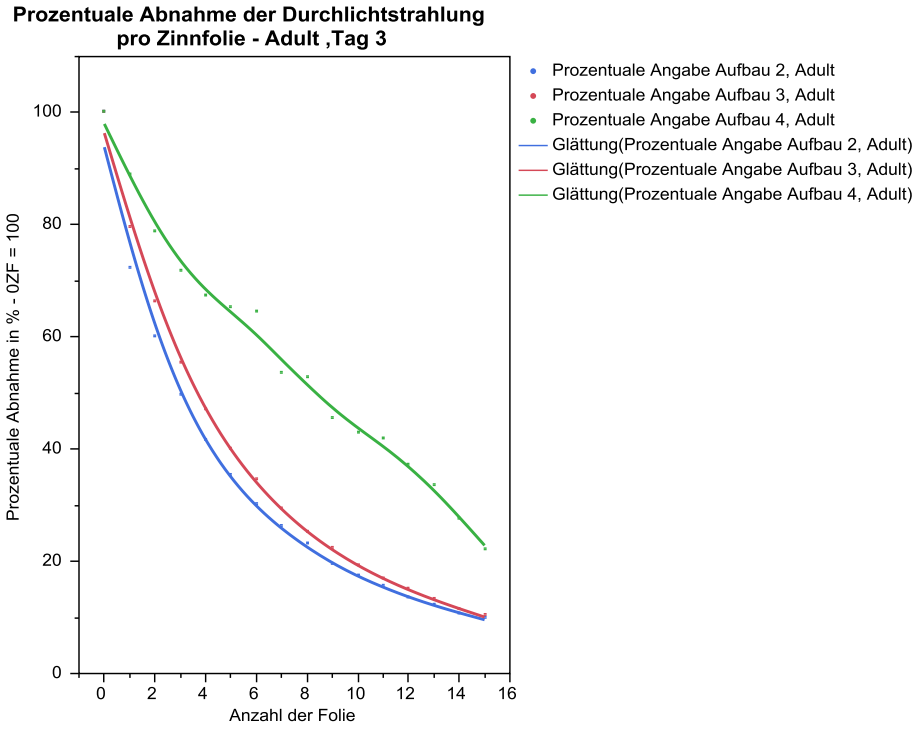

Abbildung 33: Speicherfolie, Prozentuale Reduktion der Durchlichtstrahlung, Adult

Die prozentuale Abnahme der Durchlichtstrahlung pro Zinnfolie in Abbildung 33 betrachtend; fällt auf, dass pro Zinnfolie eine Abnahme um circa 10% zu verzeichnen ist. Dies jedoch nur bei den ersten fünf Folien. Danach flacht die Kurve deutlich ab, der prozentuale Wert pro Zinnfolie wird deutlich geringer und nähert sich einem Endwert von 10% der Ausgangsmessung. Der *grüne* Graph hat eine deutlich geringere Steigung und damit eine deutlich niedrigere Strahlenreduktion pro Zinnfolie zu bedeuten. Außerdem endet diese Messreihe bei Verwendung von 15 Zinnfolien bei über 20% der Ausgangsstrahlung.

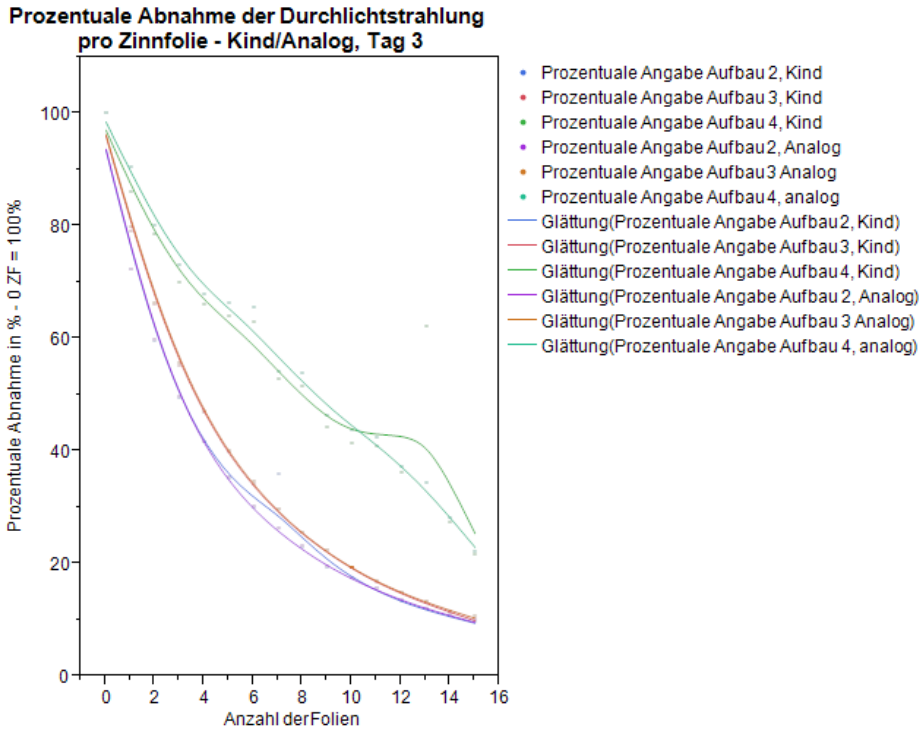

Abbildung 34: Speicherfolie, Prozentuale Reduktion der Durchlichtstrahlung, differenziert nach Aufbau, Kind/Analog im Vergleich

Abbildung 34 vergleicht die prozentuale Reduktion der Durchlichtstrahlung bei den verschiedenen Einstellungen *Kind* und *Analog*. Die ursprünglichen Messwerte weisen eine deutliche Differenz auf (siehe Abbildung 32), doch der Vergleich der prozentualen Reduktion pro zusätzlicher Zinnfolie, zeigt einen deutlich parallelen – und sogar teilweise identischen – Verlauf der Graphen. Die prozentuale Abnahme pro Zinnfolie ist also ähnlich. Diese liegt anfangs bei etwa 10% und ab der Verwendung von mehr als fünf Folien deutlich geringer.

Die Graphen der Versuchsaufbauten vier setzen sich deutlich ab, hier ist eine wesentlich geringere Strahlenreduktion zu vermerken. Dies jedoch bei deutlich erniedrigtem Ausgangsmesswert (Abbildung 32).

3.4.3 Detektor

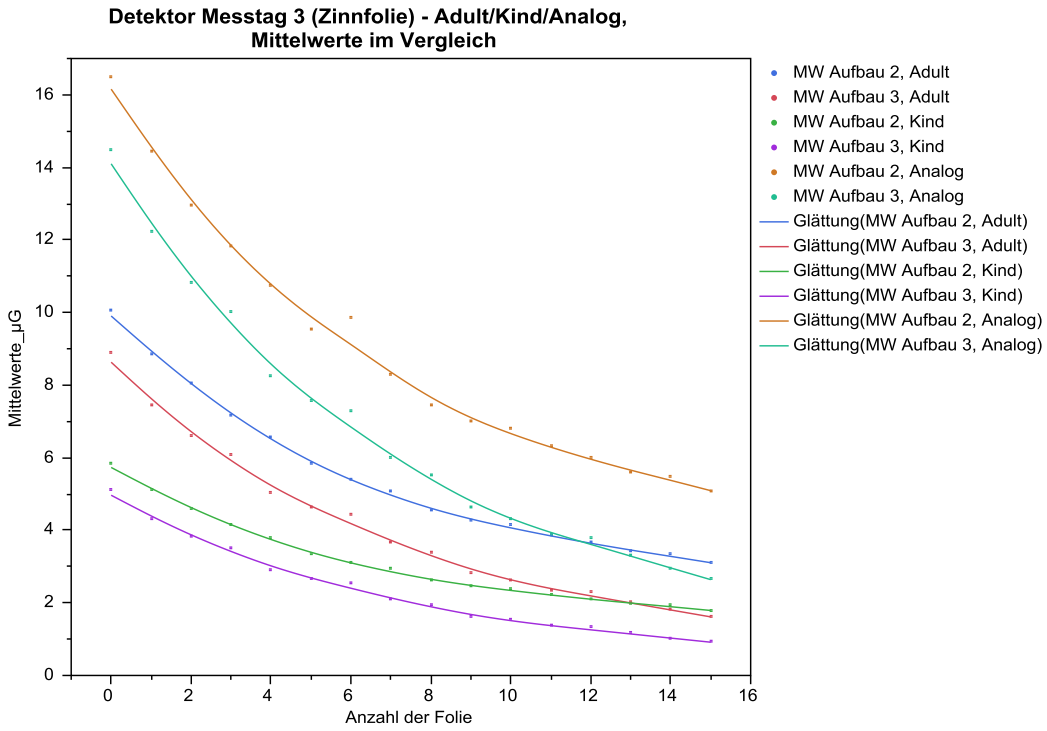

Abbildung 35: Detektor, Vergleich Adult/Kind/Analog, Aufbau 2,3 im Vergleich

Die Messwerte des Detektors sind in Abbildung 35 aufgetragen. Diese zeigt die Werte der Einstellung Adult, Kind und Analog in einem Diagramm. Es ist jeweils ein deutlicher Unterschied zwischen Aufbau zwei und drei zu erkennen. Dieser vergrößert sich sogar zur letzten Messung hin leicht. Ansonsten verlaufen die Graphen nahezu parallel in der y-Achse horizontal verschoben. Die höchsten Messergebnisse liefert dabei die analoge Einstellung mit einem Ausgangswert von über 16µGy, bzw. über 14µGy, und einem Endwert von etwa 6µGy, bzw. 3µGy.
Mittig befinden sich die Messkurven der Erwachseneneinstellung, die bei 10 bzw. 9 µGy beginnen und bei Messwerten unter 4 bzw. 3µGy enden.
Noch kleinere Messergebnisse liefert die Messung der Kindereinstellung. Diese haben ihren Startpunkt bei 6 bzw. 5µGy und enden unter 3 bzw. 2µGy.

Allen Graphen gemein ist, dass die Steigung zu anfangs deutlich größer ist und ab der Verwendung von etwa 7-10 Zinnfolien deutlich abnimmt.

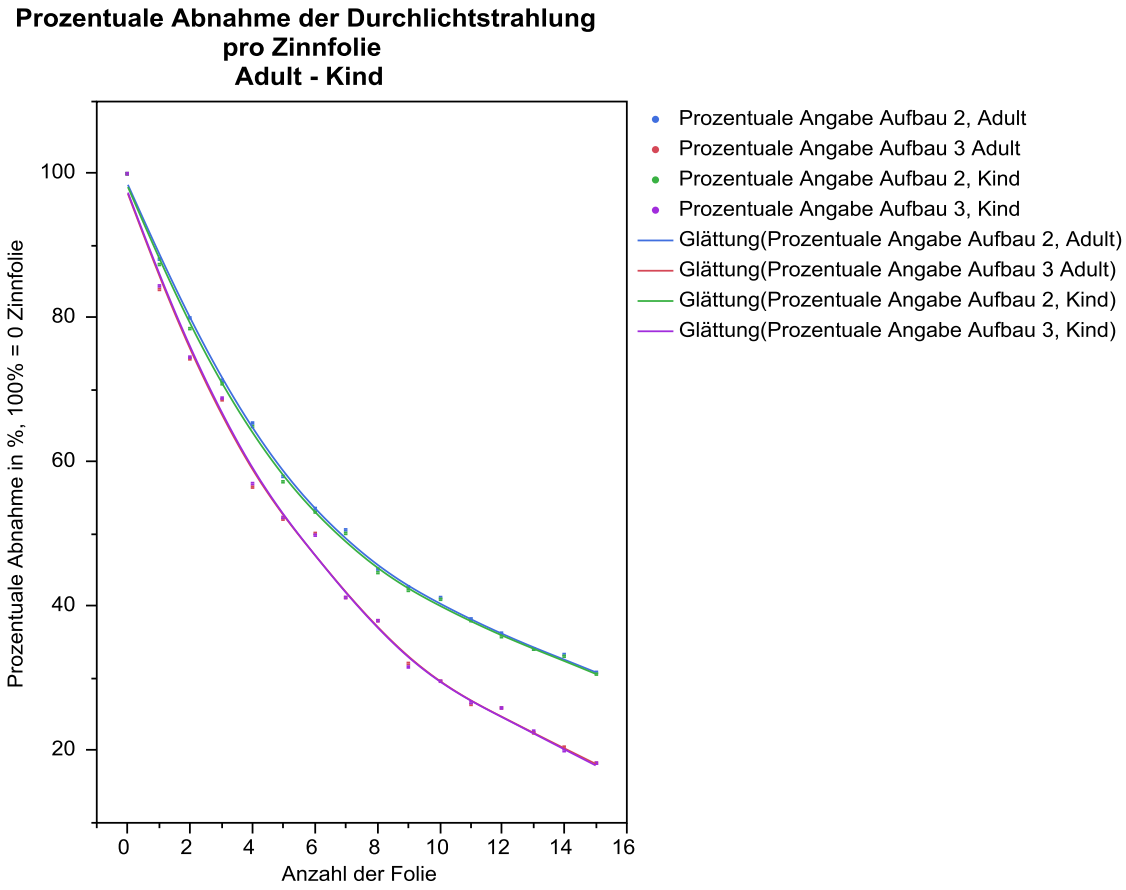

Abbildung 36: Detektor, Prozentuale Reduktion der Durchlichtstrahlung, differenziert nach Aufbau, Adult - Kind

Abbildung 36 betrachtend, ist ein deutlicher Unterschied der prozentualen Abnahme der Durchlichtstrahlung zwischen Aufbau zwei und drei zu erkennen. Dieser ist zu Beginn der Messungen deutlich geringer als gegen Ende der Messungen mit Verwendung von 15 Zinnfolien.

Die Einstellungen Analog und Kind sind gegenübergestellt. Deutlich zu erkennen, ist der nahezu identische Verlauf der Kurven der gleichen Aufbauten (grün & blau, rot & lila). Die Kurven der Messungen überlappen sich sowohl bei Aufbau zwei und

bei Aufbau drei fast nahezu über den gesamten Verlauf. Dies spricht für eine gleichmäßige prozentuale Abnahme der Durchlichtstrahlung unabhängig vom Aufbau.
Es wird deutlich, dass alle Endpunkte bei etwa 20% bzw. 30% des Erstmesswertes liegen – ganz egal welcher Aufbau oder welche Einstellung bewertet wird.

3.5 Allgemeiner Vergleich der Techniken (analoger Zahnfilm, Speicherfolie, Detektor)

Bei Erhebung der Messwerte wurde die Einstellung *Adult Analog* sowohl bei Versuchsaufbauten des analogen Zahnfilms als auch bei Versuchsaufbauten der digitalen Techniken gewählt.
Dies lässt einen direkten Vergleich der Durchlichtstrahlung bei Anwendung unterschiedlicher Röntgentechniken mit gleicher Einstellung (gleiche kV-Zahl, gleiche Belichtungszeit, gleiche Röhrenspannung) zu, auch wenn diese Einstellung bei Anwendung der digitalen Techniken in der zahnärztlichen Praxis nicht verwendet wird.
Abbildung 37 zeigt den genannten Vergleich der identischen Einstellung (kV-Zahl, Belichtungszeit, Röhrenspannung), identischem Versuchsaufbau sowie bei unterschiedlicher Röntgentechnik (Zahnfilm analog, Speicherfolie, Detektor).
Besonders hervorzuheben ist die Tatsache, dass die Messwerte des Speicherfoliensystems bis zur Messung mit fünf zusätzlichen Bleifolien nur etwa 4/5 der entsprechenden analogen Messwerte erreichen.
Die entsprechenden Messungen des Detektorsystems betragen im Vergleich zum analogen System bis zur Verwendung von fünf zusätzlichen Bleifolien nur etwa ein Sechstel derer.
Die Messungen mit sechs bis acht zusätzlichen Bleifolien sind – die Werte des analogen und Speicherfoliensystems betreffend- annähernd gleichwertig,

wohingegen sich die Messwerte des Detektorsystems trotzdem deutlich niedriger absetzen. Ab der Verwendung von acht Bleifolien sinken die Messwerte des Detektorsystems nur noch sehr gering, sind nahezu als stabil zu bezeichnen. Sie sind jedoch beim Endpunkt (der letzten Messung) trotz dessen niedriger als die Ergebnisse des analogen Systems oder des Speicherfoliensystems.
Ab der Verwendung von neun Bleifolien und mehr ist die ermittelte Durchlichtstrahlung des Speicherfoliensystems höher als die resultierende Durchlichtstrahlung des analogen Zahnfilms.

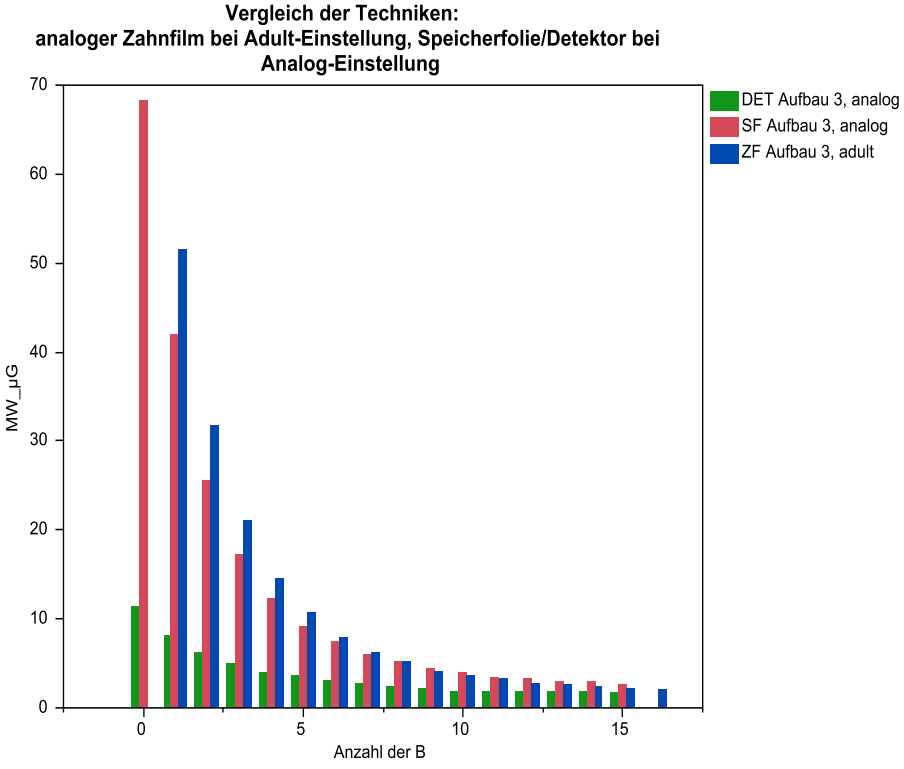

Abbildung 37: Vergleich der Techniken bei gleicher analoger Einstellung
(siehe Tab. 6 Adult Einstellung 1)

Abbildung 38 ist das Resultat der Zusammenführung der Messergebnisse der verschiedenen Techniken bei dazugehörigen Röntgeneinstellungen (kV-Zahl und

Röhrenspannung identisch, Belichtungszeit reduziert bei digitalen Systemen siehe Tabelle 6).

Die Messwerte betrachtend ist deutlich hervorzuheben, dass die Ausgangswerte des analogen Zahnfilms (dessen erste Messung bereits mit einer Bleifolie angefertigt wird) noch deutlich höher sind als die ersten Messwerte des Systems Speicherfolie, das zu Beginn ohne jegliche Bleifolie angefertigt wird. So bleiben die Messwerte des analogen Zahnfilms deutlich über den Messwerten der anderen beiden Techniken angesiedelt, wobei sich die Messwerte ab der Verwendung von zehn Bleifolien nur noch wenig verringern.

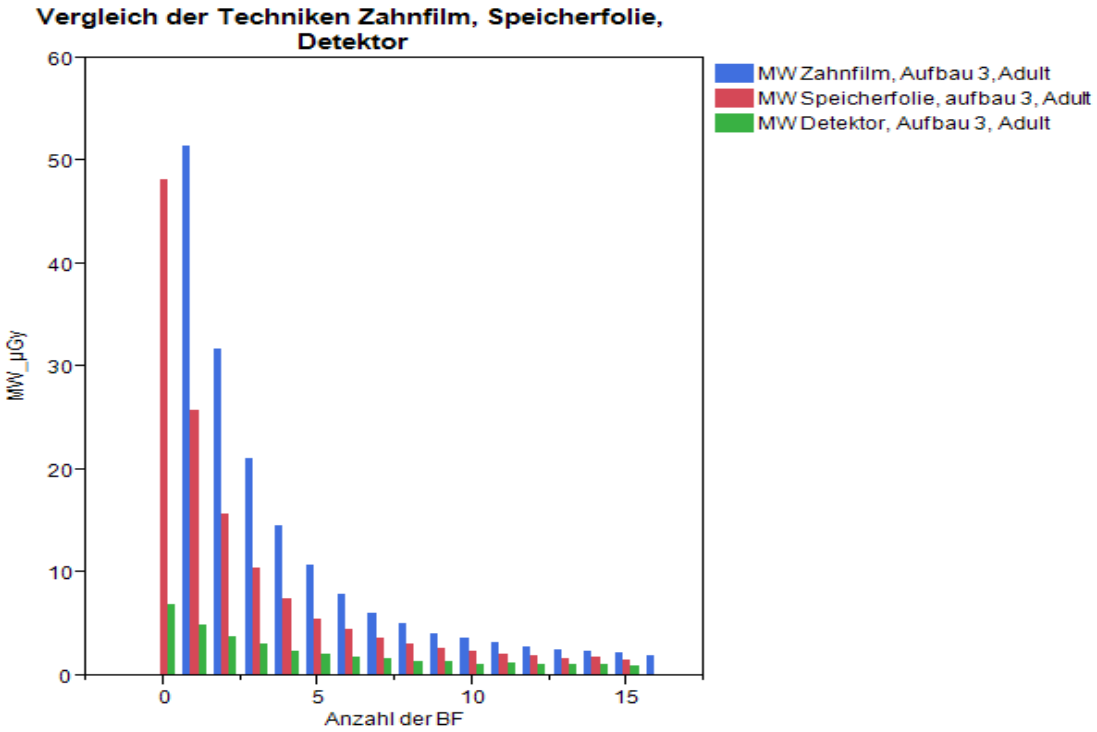

Abbildung 38: Vergleich der Techniken mit dazugehörigen praktizierten Einstellungen

Wird dem System *Speicherfolie* nur eine einzige Bleifolie hinzugefügt, sinken die Messwerte auf etwa die Hälfte des Ausgangswertes und damit auch auf deutlich weniger als die Hälfte des Ausgangswertes der Messreihe *analoger Zahnfilm*. Die

Messreihe *Speicherfolie* weiter verfolgend, ist deutlich erkennbar, dass diese fortlaufend auf dem 50%-Niveau der Messreihe *analoger Zahnfilm* verläuft.
Die Messreihe Detektor ist dabei noch tiefer angesiedelt, wobei die ersten Werte etwa ein Fünftel der Messwerte der Speicherfolie betragen.
Im Vergleich zur Messreihe *Detektor* betragen die Werte sogar nur ein Zehntel der Ausgangswerte des analogen Zahnfilms. Die Messreihe weiter verfolgend nähern sich die Ergebnisse der Messreihen *Speicherfolie* und *Detektor* deutlich an, wobei sich ab Verwendung von elf Bleifolien nur noch ein geringer Unterschied verzeichnen lässt. Im Vergleich zur Messreihe *analoger Zahnfilm* verringert sich die Diskrepanz der Messwerte mit fortschreitender Bleifolienzahl, jedoch liegt der Messwert der Messreihe *Detektor* noch beim letzten Messwert auf der halben Höhe des Messwertes *analoger Zahnfilm*.

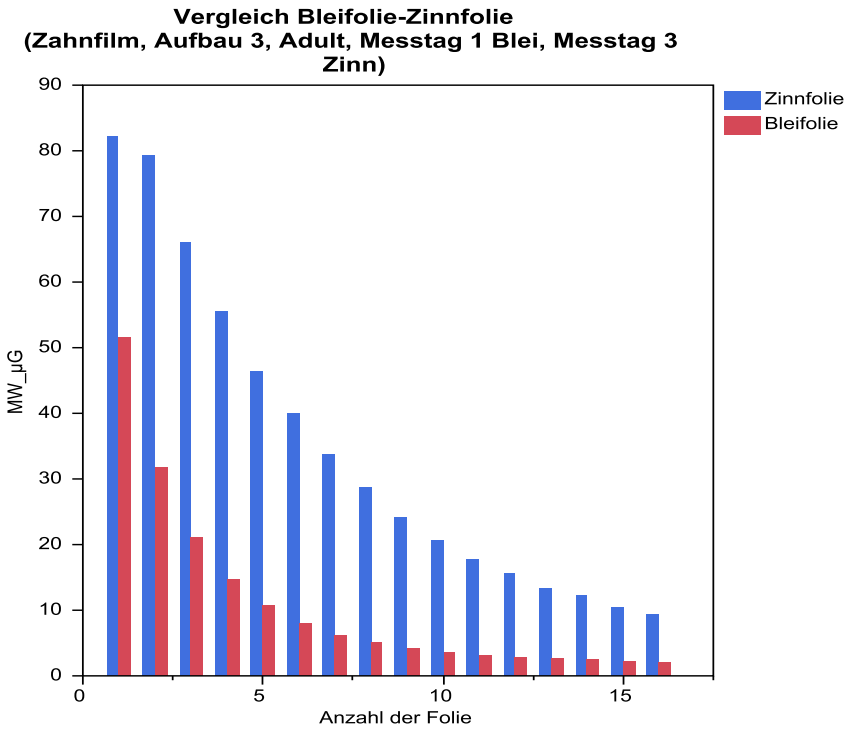

Abbildung 39: Vergleich der Folien (Bleifolie/Zinnfolie)

Abbildung 39 zeigt den direkten Vergleich der Messwerte der exakt gleichen Einstellung (hier Zahnfilm, Kst-Halter, Metallblende, Adult) bei Verwendung unterschiedlicher Metalle als Mittel zur Reduktion der Durchtrittstrahlung.
Die deutlich erhöhten Messwerte bei Verwendung der Zinnfolie anstelle der Bleifolie bei Anfertigung eines analogen Röntgenbildes beweisen ihre mindere Fähigkeit zur Strahlenreduktion und bestätigen die Fähigkeit der Bleifolie zur Strahlenabsorbtion. Die Messwerte divergieren deutlich, wobei die Messwerte bei Verwendung der Bleifolie stellenweise weniger als ein Fünftel der Vergleichsmesswerte bei Verwendung der Zinnfolie betragen (Folienanzahl 2-16).

3.6 Zusätzliche Ergebnisse

Die vorliegenden Messergebnisse bestätigen die Strahlenreduktion des Safety-Halters (Bleihalters) auf bis ein Zehntel des Vergleichswertes ohne Verwendung des Safety-Halters (Abb. 20,24). Diese Messungen entsprechen dem gemessenen Wert der Durchlichtstrahlung von etwa 10 Bleifolien (Abb. 24,25).

4. DISKUSSION

4.1 Material

4.1.1 Digitales Dentales Röntgen

Das digitale dentale Röntgen findet sowohl in der zahnärztlichen Praxis als auch im klinischen Alltag immer größere Verbreitung.
Dies liegt nicht nur an der Strahlenreduktion durch reine Einstellungsänderungen (Veränderung der kV-Zahl, Reduzierung der Belichtungszeit), sondern auch an der Einfachheit der Techniken. An den Röntgentechniken (Ausrichtung des Tubus zur Bildempfängerebene zum Beispiel) muss nichts geändert werden, nur technische Zusätze wie der benötigte Computer oder das benötigte Bildentwicklungsgerät (nur bei Speicherfolie) muss berücksichtigt werden.
Allen digitalen Techniken gemein ist, dass allein durch deren Verwendung die Strahlung schon durch die Reduktion der Belichtungszeit des Strahlenempfängers reduziert werden kann. Dieser immense Vorteil ist nicht zu unterschätzen. [38]
Die Bildqualität der entstandenen Röntgenaufnahmen wird in der vorliegenden Studie nicht untersucht. Eine Änderung der Bildqualität ist durch Verwendung eines anderen Filmhalters nicht zu erwarten.
Zahlreiche Studien zeigten jedoch, dass das digitale Bild durch dessen Möglichkeiten der Bearbeitung und Optimierung dem analogen Zahnfilm oder der Panoramaschichtaufnahme in keinster Weise nachsteht.[6;9;52] Ganz im Gegenteil sind die Möglichkeiten der Bildbearbeitung eher als Vorteil zu sehen.
Auch die Archivierung und Weitergabe der Daten ist vereinfacht.
Weitere Mittel zur Strahlenreduktion finden beim digitalen Röntgen heutzutage keine Anwendung. Eine Bleifolie wird nie verwendet, die Filmhalter besteht aus Kunststoff, der Visierring aus Metall.

Untersucht wurde in dieser Studie inwieweit zusätzliche Utensilien des Aufbaus, sogenannte nicht technikbeeinflussende Mittel, die Durchlichtstrahlung weiter reduzieren.

Die Bleifolie wird – je nach Literaturquelle – als Mittel zum Strahlenschutz oder sogar auch als Mittel zur Optimierung der Bildqualität durch Reduzierung der Rückstrahlung angewandt.[9]

Durch die reduzierte Rückstrahlung wird der Kontrast des entstandenen Bildes verbessert.[9] Eine Vervielfachung der Bleidicke hinter der Filmebene sollte also erwartungsgemäß eine Verbesserung der Bildqualität mit sich bringen.

Eine Veränderung der kV-Zahl und deren weitere Auswirkung auf die Strahlenreduktion wurde in der vorliegenden Studie nicht untersucht. Das verwendete Dosimeter hätte diese weiter erniedrigten Werte nicht wiedergeben können. Klinisch kann eine Reduktion der kV-Zahl durchaus praktiziert werden.

Weiterhin ist anzumerken, dass die untersuchte Einstellung *„Analog“* in Kombination mit der Verwendung der digitalen Techniken keine Anwendung im klinischen Alltag findet. Dies wäre paradox, da in der Reduzierung der Belichtungszeit der bereits vorhandene Vorteil der Strahlenreduktion des digitalen Röntgen liegt. Eine Beibehaltung der Einstellung gemäß der Einstellung beim analogen Röntgen wäre nicht sinngemäß; denn die Vorteile der neuen digitalen Bildsysteme liegen bereits darin, durch reduzierte Strahlung ein qualitativ hochwertiges Bild zu liefern.

In der vorliegenden Studie werden diese Einstellungen zu Vergleichszwecken analysiert.

4.1.2 Folienarten

Die Bleifolie und deren entsprechende Zinnfolie sind in den hier erwähnten Ausmaßen nur bei Anfertigung eines konventionellen Zahnfilms oder digitalen Bildes mit den Ausmaßen 3x4 cm verwendbar.
Andere Filmmaße, wie die der Bissflügelaufnahme oder die der Aufbissaufnahme, sind hier nicht untersucht worden. Für diese gibt es überdies keine Safety-Halter.

Die verwendete Zinnfolie findet klinisch keinen Gebrauch, diese wird nur als Vergleich zur Bleifolie hinzugezogen, um die strahlenminimierende Wirkung im Vergleich zur Bleifolie bewerten zu können. Die Zuschnitte derer werden einzeln per Hand angefertigt, da diese in den gewünschten Ausmaßen nicht erhältlich sind.
Eine deutlich bessere Strahlenreduktion wird durch die Verwendung von Bleifolien erreicht. Die Verdopplung der Bleifoliendicke bewirkt eine Strahlenreduktion um bis zu 40% der Erstmessung, bei Verwendung der Zinnfolie beträgt die Reduktion maximal 10% (Abb. 23,31).
Durch die Anwendung einer Bleifolie zusätzlich zur digitalen Röntgentechniken, kann die resultierende Durchlichtstrahlung hinter der Bildebene auf bis zu 50% reduziert werden (Abb. 26).
Als von großer Bedeutung zu nennen sind hierbei die Ordnungszahl sowie die Atommasse der verwendeten Metalle.
Blei besitzt eine Ordnungszahl von 82 sowie eine Atommasse von 207, wohingegen Zinn eine Ordnungszahl von 50 sowie eine Atommasse von 119 besitzt.[58]
Die durchgeführten Messungen belegen die bessere Strahlenabsorption des Bleis (Abb. 26,34,35).

4.1.3 Filmhalter

Die verwendeten Filmhalter finden klinisch Anwendung zur Fixierung und Ausrichtung sowie Schutz vor Deformation (Knicken) des Films im Patientenmund. Die Kunststoffhalter bieten dabei den Vorteil leicht flexibel und grazil zu sein. Die verwendeten Ausführungen sind flach. Die Intention der Strahlenreduktion wurde dabei nicht verfolgt. Die flache Ausformung des Kunststoffs macht ihn jedoch spitz und kantig, was wiederum zu Problemen bei der Fixierung im Patientenmund führen kann.

Vergleicht man damit den Bleihalter/Safety-Halter ist von praktischer Handhabung nicht mehr zu sprechen. Die Dicke beträgt 0,4 cm, Höhe und die Breite entsprechend der des Kunststoffhalters.

Bei der klinischen und alltäglichen Anwendung ist dies von großer Bedeutung. Für Kinder ist dieser Halter praktisch nicht anwendbar, genauso wie für Patienten mit starkem Würgereiz.

Aufnahmen im distalen Drittel des Zahnbogens fallen zunehmend schwerer und sind auch durch die Dimensionen des Safety-Halters in der optimalen Einstellung der Bildebene negativ beeinflusst. So könnte es durchaus sein; dass manche Aufnahmen doppelt angefertigt werden müssten, um das gewünschte Bildergebnis zu erhalten.

Zudem ist der Safety-Halter durch eine Kunststoffschicht geschützt, die wischdesinfiziert und sterilisiert werden kann. Das innen liegende Blei wird geschützt. [4;5]

Die Schutzschicht muss aus hygienischen Gründen intakt sein. Tritt eine Inkontinuität auf, kann der Safety-Halter nicht mehr verwendet werden. Eine Kontaminationsquelle entsteht mit jedem Defekt der Schutzschicht, weswegen diese immer kontrolliert werden muss. Die Folge hiervon ist die klinische Unbrauchbarkeit.

Die Kombination aus Detektor und der Verwendung des Safety-Filmhalters wurde nicht gemessen, da die Fixierung des Detektors am Halter nicht möglich war.

Diese Kombination findet also klinisch niemals Anwendung. Nicht alltagstaugliche Einstellungen finden in dieser Studie keine Beachtung.
Allgemein ist durch Verwendung des Safety-Filmhalters (ohne zusätzliche Bleifolien) eine Strahlenreduktion um auf bis zu ein Zehntel des Ausgangswertes als bei Verwendung eines Kunststoffhalters zu erreichen. Dies sogar im Vergleich zum Zahnfilm selbst, der selbst schon eine Bleifolie enthält.

4.1.4 Visierring/ Blende

Die Messungen wurden mit drei verschiedenen Variationen an Visierringen durchgeführt, wobei nur der Metall-Visierring optimalerweise klinisch Anwendung finden sollte.
Dieser sollte standardmäßig verwendet werden, da schon dieser die Durchlichtstrahlung um ein Sechstel reduziert (Abb. 20).
Nach Ludlow´s Untersuchungen Im Jahr 2008, beträgt die Reduktion der effektiven Dosis bei Anfertigung eines Zahnfilmstatus (18ZF) mit Rechteckblende (Metall-Blende) und Speicherfoliensystem etwa ein Fünftel im Vergleich zum Zahnfilmstatus ohne Rechteckblende.[47]
Schon allein die Verwendung der sogenannten F-Speed-Filmen reduziert die Durchlichtstrahlung im Vergleich zu den D-Speed-Filmen bei Anfertigung eines Zahnfilmstatus um auf ein Elftel des Vergleichswertes.[45-47]

In der vorliegenden Studie werden die Messungen ohne Blende oder mit Kunststoffblende nur zum Vergleich herangezogen, klinisch sollten diese heutzutage keine Anwendung finden. Messungen mit Metallblende sind außerdem eindeutig reproduzierbar, da sie in der Kunststoffbasis des Zahnmodells eindeutig fixierbar sind.

Bei Verwendung der Kunststoffhalter, dienen diese nur zur richtigen Ausrichtung des Tubus auf den Strahlenempfänger. Die Strahlenreduktion ist nicht als Intention zur Verwendung der Kunststoffhalter anzusehen.
Ohne Blende ist die genaue Ausrichtung erschwert, diese erfolgt dann entlang des Metallhalters. An den Schwankungen der Messwerte der Messreihe „ohne Blende“, ist die Ungenauigkeit dieses Versuchsaufbaus zu erkennen. Bei Verwendung der Blenden kann der Tubus immer korrekt ausgerichtet werden, was ohne Blende nicht der Fall ist. Dies ist sicherlich als große Fehlerquelle anzusehen.
Die Versuchsreihe „*ohne Blende*“ wurde deswegen nur bei der Versuchsreihe *Zahnfilm* durchgeführt. Außerdem sind kaum Unterschiede zwischen den Messwerten des Versuchsaufbaus *ohne Blende* und *Kunststoffblende* zu bemerken. Schon vor Versuchsdurchführung wurde festgelegt, dass Versuchsreihen ohne signifikanten Unterschied der Messwerte nicht weitergeführt werden (siehe 2.5.2).

Die unterschiedlichen Messwerte der Messreihe *Aufbau 1* und *Aufbau 2* resultieren höchstwahrscheinlich nur aus der Ungenauigkeit der Ausrichtung des Tubus ohne Blende (Abb. 20,21). Die Verwendung einer Kunststoffblende trägt nicht zur Strahlenreduktion bei, was an den minimalen Unterschieden der Messwerte der Messreihe *Aufbau 1* und *2* deutlich wird. Im Unterschied dazu reduziert der Metallvisierring bereits unmittelbar nach dem Tubus das Strahlenfeld auf die Ausmaße des Zahnfilms (3x4cm) um etwa ein Zehntel (Abb. 20,21).

4.1.5 Zahnmodell

Das bei den Versuchen verwendete Zahnmodell ist nicht als anatomisch korrekt anzusehen.

Dies liegt darin begründet, das bei intraoralen Röntgenaufnahmen zusätzlich zu den zu untersuchenden Geweben die umgebenden Weichteile; wie Wange, Zunge und deren je nach Statur individuelle Fettgewebe; nicht vorhanden sind.

Versuche, die dies berücksichtigen sind fast nicht ohne Patienten durchzuführen.

Durch die Verwendung humaner extrahierter Zähne sowie des Kunststoffs Silaplast® wird versucht realitätsnahe Messungen zu erzielen.

Genau genommen wäre die Verwendung eines Schweinekiefers oder, zur wirklich realitätsgetreuen Messung, die Verwendung des sogenannten Alderson-Phantoms nötig gewesen.

Lediglich das sogenannte Alderson-Phantom berücksichtigt in fast naturgetreuem Ausmaß die Knochen- und Weichteilgewebe eines durchschnittlich statuierten Menschen.[37]

Die Strahlenreduktion durch die umgebenden Weichgewebe wurde bei der vorliegenden Studie nicht berücksichtigt. Dies hätte eine Patientenstudie zur Folge.

Weitere Studien beschäftigten sich überdies mit dem Thema der Strahlenreduktion im dentalen Röntgen und verwendeten dabei Echtzahnmodelle.[6;33;34;37;51]

Kaeppler et. al untersuchten zum Beispiel den Einfluss des reduzierten Röhrenstroms auf die Sichtbarkeit von approximalen Läsionen mit Echtzähnen. Dabei verwendeten sie sowohl den konventionellen Zahnfilm als auch die Speicherfolie. Es konnten keine Unterschiede in der Qualität der Bilder festgestellt werden. Eine Erhöhung des Röhrenstroms führte zu keiner qualitativen Verbesserung der Bilder. Die Strahlenreduktion allein durch die Verwendung des digitalen Systems wird hier auf bis zu 75% angegeben.[34]

Des Weiteren hätte rückblickend durchaus ein Weichteiläquivalent verwendet werden können, wie es Abreu et.al sowie Araki et. al verwendeten.[6;9]

4.2 Methodik

4.2.1 Versuchsaufbau allgemein

Die Einzelteile des Versuchsaufbaus (Halter, Blende, Dosimeter, Zahnmodell) wurden so weit wie möglich fixiert.
Bei variablen Einzelteilen war diese Fixierung jedoch nicht durch die vollständige Messreihe aufrecht zu erhalten. Wiederholtes Entfernen sowie erneutes Repositionieren birgt Messfehler. Der Halter wird zwar nicht an den Fixierstangen bewegt, das dahinter platzierte Dosimeter jedoch minimal verrückt, da der Halter aus dem Aufbau entfernt wird um die zusätzliche Folie in den Strahlengang einzubringen.
Die Position des Dosimeters wird zwar vor jedem erneuten Messen kontrolliert und durch Markierungen und Fixpunkte reproduzierbar einstellbar, jedoch ist dies eine mögliche Quelle für Messfehler.
Vor allem der Wechsel zwischen den Versuchsaufbauten ist als kritisch anzusehen.
Die Tubus-Positionierung wird innerhalb einer Messreihe nicht verändert, jedoch wiederholt kontrolliert. Dieser ist zwar eindeutig einstellbar, jedoch nicht unbeweglich fixiert.
Eine starre Versuchsanordnung könnte diese möglichen Fehlerquellen minimieren.

4.2.2 Messtage

Zur Bestätigung der Messergebnisse wurden alle Versuchsreihen mit demselben Aufbau und denselben Umgebungsbedingungen durchgeführt (Tab 9, 10, 11, 12).
Alle Messreihen wurden an zwei verschiedenen Tagen unabhängig voneinander nochmals wiederholt, um zu vergleichen ob dieselben Messwerte erzielt werden können.
Dabei wurde auf die konstante Temperatur wie am vorangegangenen Messtag geachtet. Der Druck wurde nicht gemessen (siehe Tabelle 7).
Schon die Ausgangswerte der einzelnen Versuchsreihen waren nicht identisch. Dabei macht es keinen Sinn die Messtage untereinander zu vergleichen, lediglich die Differenz der Versuchswerte innerhalb einer Messreihe ist vergleichbar.
Das Ergebnis waren unterschiedliche Messwerte die ihre Ursache in der Druckdifferenz haben können.
Weitere Messfehler können ihre Ursache im ungenauen Wiederaufbau der Versuchsreihe haben. Die Messungen eines Tages sind demnach untereinander vergleichbar, die Messungen zweier Versuchstage zu vergleichen fällt schwerer, da der Aufbau des Zahnmodells schon durch kleinste Ungenauigkeiten Messunterschiede hervorruft.
Da die Messwerte durch die diversen Strahlenschutzmaßnahmen sehr klein sind, wirken sich kleinste Unterschiede gravierend aus.
Die Messwerte zweier unterschiedlicher Messtage sind bei unseren Versuchsreihen direkt nicht miteinander vergleichbar. Die Messwerte an den einzelnen Tagen waren jedoch signifikant sowie reproduzierbar, was die Standardabweichung sowie die p-Werte beweisen (Tab.9, 10, 11, 12)
Statistisch ausgewertet werden daher nur die jeweils ersten Messtage (Messtag eins und drei, siehe Tabelle 7).

4.2.3 Umgebungsbedingungen

Die Temperatur wurde während der Messungen überwacht, bei Anstieg oder Abfall der Temperaturen wurden Messfehler verzeichnet. Es wurde eine maximale Schwankung von bis zu 0,5℃ toleriert.

Da die Messungen in keiner luftdruckregulierten Kammer stattfanden, war eine Überwachung des Luftdrucks nicht möglich.

Da die Messungen aller Versuchsaufbauten (Messtag 1 und Messtag 3) jeweils an einem Tag stattfanden, ist zu erwarten, dass innerhalb einer Messreihe der Luftdruck nur minimalen Schwankungen unterlag. Es wurde jedoch kein Wetterumschlag bemerkt, der eine Druckdifferenz zur Folge hätte. Genaue Angaben bezüglich des herrschenden Luftdrucks können nicht gemacht werden.

Messfehler sind jedoch durch Druckunterschiede nicht auszuschließen.

4.2.4 Ergebnisse

Nach der statistischen Auswertung der Ergebnisse wird deutlich, dass durchaus Einflüsse in Bezug auf die Strahlenreduktion durch die Verwendung verschiedenster Utensilien genommen werden kann.

Von der Bleifolie über den Filmhalter bis hin zum Visierring können all diese Utensilien in richtiger Kombination eine nicht unwesentliche strahlenminimierende Wirkung (in Bezug auf die Durchlichtstrahlung) haben. Damit sind sie von wesentlicher Bedeutung was den Strahlenschutz des Patienten betrifft.

So zeigt die Versuchsreihe *ohne Blende* im Vergleich zur Versuchsreihe *Kunststoffblende,* dass diese ohne strahlenreduzierenden Effekt ist (Abb. 20,21). Abbildung 24 zeigt zugleich, dass allein durch die Verwendung digitaler Systeme eine wesentlich strahlenärmere Diagnostik betrieben werden kann.

Den größten strahlenreduzierenden Einfluss nimmt hierbei der sogenannte Safety-Filmhalter, der die Durchlichtstrahlung auf bis zu ein Zehntel des Vergleichswertes mit Kunststoffhalter minimieren kann (Abb. 20, 24)

Zur Auswertung der Ergebnisse wurden die reinen gemessenen Werte herangezogen.

Die bisher verfügbare Literatur ist vom Aufbau her sehr unterschiedlich, weshalb ein Vergleich der Ergebnisse sehr schwer fällt.[38;47]

Kiefer et al. sowie Ludlow et al. berechneten bei Ihren Untersuchungen zur Strahlenexposition in dentalen Röntgen die effektive Dosis.[38;47]

Dabei verwendeten Sie zur Erhebung der Messergebnisse das Alderson-Phantom (Rando-Phantom). Zur Erhebung der Messdaten wurden CCD-Sensor-Systeme verwendet.[23;24; 38;47;74;75]

Bei vielen Untersuchungen sind die Parameter deutlich unterschiedlich, dies erschwert direkte Vergleiche deutlich.[37;38]

Die Berechnung der effektiven Dosis war nicht möglich, da organspezifische Gewichtungsfaktoren sowie mittlere Organäquivalenzdosen nicht herangezogen wurden und auf die Verwendung eines Alderson-Phantoms (Rando-Phantoms) verzichtet wurde.

Alternativ hätte man wie Kaeppler et al. mit zwei Dosimetern die Eingangs- sowie Ausgangsstrahlung messen können, um dann durch die Berechnung des Integrals als ein Maß für die absorbierte Energie zu erhalten; wobei damit auch die effektive Dosis berechnet werden kann.[34;36;37]

Die gemessene Dosis hinter der Folie gibt jedoch einen guten Hinweis auf die Belastung des Körpers.[13;31;67]

Vergleicht man jedoch die Differenzen der Messwerte der Durchlichtstrahlung zwischen Speicherfolien und dem analogen Zahnfilm mit und ohne Rechteckblende (in der vorliegenden Studie Metallblende genannt) mit den Ergebnissen von Ludlow und seinen Berechnungen zur effektiven Dosis zwischen

den verschiedenen Techniken (Rechtwinkeltechnik, Zahnfilm, Speicherfolie), kann ein Bezug dazu hergestellt werden. Unsere Ergebnisse entsprechen den Berechungen von Ludlow im übertragenen Sinn. Diese sind zwar unterschiedliche Dosisangaben (Ludlow berechnet die effektive Dosis, in der vorliegenden Studie wird die Ionendosis gemessen) doch die prozentuale Abstufung zwischen den Messungen sind vergleichbar.[45-47]

4.3 Schlussfolgerung

Die vorliegende Arbeit untersucht die Auswirkungen verschiedenster strahlenreduzierender Mittel und Techniken, von der Verwendung unterschiedlicher Röntgentechniken bis hin zur Variation verschiedenster Utensilien, die strahlenreduzierende Intention besitzen.

Dazu gehören natürlich die aktuellsten digitalen röntgenologischen Techniken wie die Speicherfolie sowie der Detektor (Sensor).

Schon allein die Umrüstung auf einen neuartigen modernen digitalen Strahlenempfänger sowie den dafür vorgesehenen reduzierten Belichtungszeiten und kV-Zahlen reduziert die Strahlung auf bis zu ein Zehntel des Vergleichswertes bei Verwendung der entsprechenden analogen Röntgentechnik (Abb. 38).

Die untersuchten digitalen Techniken selbst unterscheiden sich untereinander. Abgesehen von Unterschieden der Dimension sowie in der Bildentstehung, sind auch Unterschiede der resultierenden Durchlichtstrahlung zu erwähnen (Abb. 38).

Bei Verwendung des Detektors wird die Durchlichtstrahlung auf ein Zehntel des Vergleichswertes, sowie bei Verwendung der Speicherfolientechnik eine Reduktion der Durchlichtstrahlung um 50% des Vergleichswertes der analogen Zahnfilmtechnik erzielt.

Dabei wurde die vorliegende Studie ohne Ausnahme mit einer kV-Zahl von 70 kV durchgeführt, da das verwendete Dosimeter im anderen Fall die sehr stark reduzierten Messwerte nicht hätte erheben können. Klinisch ist dies natürlich möglich.

Die in dieser Studie so stark reduzierten Messwerte werden jedoch nicht allein durch die Verwendung einer digitalen Technik erzielt, sondern mit in den Strahlengang eingebrachten Utensilien, die derzeit klinisch nicht konsequent Anwendung finden.
Hierzu zählt einerseits der metallverstärkte Visierring, oder hier auch Blende genannt, der sich genau genommen jedoch nicht direkt im Strahlengang befindet.
Die Intention ihrer Verwendung liegt einerseits in der Hilfe der Ausrichtung des Röntgentubus in Bezug auf die Bildebene sowie andererseits zur Eingrenzung des Strahlenfeldes auf die exakte Größe des jeweiligen Bildempfängers. Zweiteres liegt darin begründet, dass der Tubus rund ist und der Bildempfänger – ganz egal welcher Technik – quadratische Ausmaße besitzt.
Außerdem werden in der vorliegenden Studie auch Messungen gänzlich ohne Visierring durchgeführt; die hier nur zu Vergleichszwecken dienen, klinisch aber keine Anwendung mehr finden. Eine Verschlechterung der Bildqualität und eine erhöhte Fehlerquote wären klinisch aus solch einem Vorgehen sicherlich zu erwarten.
Da in der vorliegenden Untersuchung keine Bewertung der Bildqualität durchgeführt wurde, ist diese Annahme rein spekulativ und kann durch keinerlei hier vorliegenden Messwerte belegt werden. Doch allein die Fehlerquelle der divergierenden und nicht konsequent rechtwinkligen Ausrichtung des Tubus – sogenannt nach Augenmaß- auf die Bildebene ist als große Fehlerquelle zu bewerten.

Des Weiteren untersucht die Studie die Auswirkungen der Verwendung verschiedener Filmhalter. Die Anwendung dieser ist jedoch nur in Verbindung mit der analogen Technik sowie der Speicherfolientechnik möglich.
Bei Verwendung eines Detektorsystems kann bisher keine Variation des Halters durchgeführt werden, da dieser nicht so flach und flexibel wie die dazu verglichenen Speicherfolien ist, der Detektor demnach nicht fixierbar ist.
Hinzu kommt, dass der in der vorliegenden Studie untersuchte Safety-Halter, dessen Ausmaße ohnehin schon durch die hinzugefügte Bleischicht in seinem Inneren wesentlich maximiert ist, durch die Verwendung in Kombination mit einem Detektorsystem sehr unhandlich werden würde. Die optimale Ausrichtung im Patientenmund, vor allem im distalen Bereich, wäre praktisch nicht möglich.
Im Vergleich dazu ist die Kombination von Speicherfolie und Safety-Halter sowie analogem Zahnfilm und Safety-Halter ohne Probleme durchführbar. Im Vergleich zur Verwendung eines gewöhnlichen Kunststoffhalters wird durch dessen Gebrauch die Durchlichtstrahlung je nach Technik auf bis zu ein Zehntel reduziert (Abb. 20,24,27).
Eine Anwendungsbeschränkung ist hierbei nicht anzuführen. Je nach Patientencompliance ist solch eine optimale Kombination aus digitaler Technik sowie Safety-Halter ohne Anwendungsbeschränkung zu empfehlen. Negative Einflüsse auf die resultierende Bildqualität wurden in der vorliegenden Studie nicht untersucht, sind aber ohnehin nicht zu erwarten.
Die durch den Safety-Halter verdickte Bleischicht hinter der Filmebene, hat ganz abgesehen von der Reduzierung der Durchlichtstrahlung höchstwahrscheinlich auch eine Reduzierung der Rückstrahlung zur Folge.
Dieser Aspekt spielt sicher besonders beim analogen Zahnfilm eine Rolle, ist jedoch bei der Speicherfolie zu vernachlässigen; da durch die wesentlich geringere Durchlichtstrahlung von wesentlich geringerer Rückstrahlung ausgegangen werden muss (die so gering ist, dass sie keinen Einfluss mehr auf die Bildqualität hat).
Dieser für die Speicherfolientechnik unerhebliche Aspekt würde auch für die analoge Technik keine Beeinträchtigung der Bildqualität zur Folge haben. Ganz im

Gegenteil kommt dies der ursprünglichen Intention der Bleifolie im Zahnfilm nach, der zusätzlich die Rückstrahlung reduzieren soll und damit auch den Kontrast des entstehenden Röntgenbildes verbessern soll.[9]
Die resultierende Rückstrahlung wurde bei Durchführung dieser Studie nicht bewertet.
Eine Modifikation der Schutzhülle der Speicherfolie wäre außerdem ein guter Kompromiss. Eine bleiverstärkte Schutzhülle für Speicherfolien hätte immense positive Auswirkungen für den Strahlenschutz und zeitgleich wenig Nachteile. Als ein Nachteil ist die mangelnde Kontrolle zu erwähnen. Da die durchsichtige Seite der Schutzhülle zur Kontrolle des richtigen Einbringens von Vorder- und Rückseite dient und die abgedunkelte Seite zeitgleich ein Lichtschutz für die empfindliche Seite bietet.
Betrachtet man nur die Tubusausrichtung einer Oberkiefer-Aufbissaufnahme, so könnte die Durchlichtstrahlung die den Körperstamm betrifft wesentlich reduziert werden.

Nicht zu vernachlässigen sind außerdem die äußeren Einflüsse wie Temperatur und Druck. Die Messung der Temperatur wurde während Versuchsdurchführung ununterbrochen erhoben und eine maximale Varianz von 0,5℃ toleriert.
Ein Barometer stand zur Versuchsdurchführung nicht zur Verfügung. Eine dem Versuchsaufbau identische Messung an einem zweiten Versuchstag zeigt jedoch, dass dies eine mögliche Fehlerquelle ist. Die Werte der zwei verschiedenen Messtage (Tab. 7) divergieren in ihrer Messgröße, wobei sie aber in der Differenz der Strahlenreduktion pro Messdurchlauf zum größten Teil übereinstimmen.

Die strahlenreduzierende Auswirkung der neuesten digitalen Techniken sind zwar als eindeutig zu bewerten (siehe Abb. 37), können aber durch Verwendung zusätzlicher Hilfsmittel wie des Metallvisierrings, des Safety-Halters oder auch der zusätzlichen Anwendung der bisher im Zahnfilm Verwendung findenden Bleifolie in Kombination mit den digitalen Techniken nochmals um bis zu 90% reduziert

werden (siehe Abb. 37). Bei Verwendung einer einzelnen Bleifolie in Kombination mit dem System Speicherfolie kann die resultierende Durchlichtstrahlung um 50% gesenkt werden (Abb. 38).
Auch Zusatzutensilien wie Visierring und Filmhalter sind demnach von strahlenschutztechnischer Bedeutung und sollten heutzutage in jeder zahnärztlichen Praxis Verwendung finden und gängig zum Einsatz kommen.
Trotz aller strahlenreduzierender Maßnahmen kann bei der Verwendung der analogen Röntgentechnik keine gleichwertige Strahlenreduktion erzielt werden, die vergleichbar wäre mit der Strahlenreduktion die bei Anwendung der digitalen Röntgentechnik mit Hilfe der hier angeführten zusätzlichen Mittel erreicht werden kann (Abb. 37,38).
Abbildung 38 zeigt dabei deutlich die Auswirkungen der reduzierten Belichtungszeit bei Verwendung der digitalen Techniken sowie die zusätzliche immense Strahlenreduktion bei additiver Anwendung der Bleifolie.
Durch das Einbringen nur einer einzigen Folie in die Schutzhülle des Zahnfilms, ist im Fall eines von der falschen Seite belichteter Zahnfilm trotzdem verwendbar. Es entsteht kein optimales Bild, jedoch ein klinisch verwertbares Bild.
Beim Einbringen einer dickeren Folie wäre diese Eventualität ausgeschlossen, ein falsch belichtetes Bild ergäbe kein Ergebnis, da durch die verdickte Bleischicht nicht genügend Röntgenstrahlung durchdringen könnte, die den Film schwärzen könnte. Derselbe Fall tritt bei Verwendung der Bleifolie in Kombination mit dem Speicherfoliensystem ein.
Eine Fehlbelichtung ergibt also kein Bild und würde zur erneuten Strahlenbelastung führen.

Eine Alternative zur Bleifolie konnte durch die vorliegende Studie nicht gefunden werden. Abbildung 39 belegt die Annahme, dass Zinn keine Alternative zu Blei als Mittel zur Strahlenreduktion ist.
Blei ist durch seine hohe Ordnungszahl und hohe Dichte noch immer erstes Mittel der Wahl um eine ausreichende Strahlenminimierung zu erreichen. Die in dieser

Studie durchgeführte Untersuchung der Zinnfolie ist nicht direkt mit den Messergebnissen der Untersuchungsergebnisse der Messreihe mit Bleifolie zu vergleichen. Diese wurden nicht am selben Tag durchgeführt, wodurch man einen Einfluss des Luftdrucks zu erwarten hat.

Jedoch sind die Ergebnisse von so gravierender Differenz, dass man die eindeutig schlechtere Strahlenminimierung des Materials Zinn nicht leugnen kann.

Anzumerken ist die Übereinstimmung der Graphen der Versuchsaufbauten bei Verwendung der Bleifolie sowie bei Verwendung der Zinnfolie.

Dies belegt eindeutig die Reproduzierbarkeit der Messungen sowie Qualität der Messergebnisse. Zudem stimmen alle Graphen im groben Verlauf überein (steile Abnahme zu Anfang, ab 8-10 Folien kaum mehr Abnahme zu bemerken, Abb.20-38).

Alle Möglichkeiten des Strahlenschutzes und der Strahlenminimierung sollten ausgenutzt werden, sobald diese praktikabel und klinisch anwendbar sind. Auch vorangegangene Studien belegen die höhere Wahrscheinlichkeit der Strahlenschäden bei höherer Strahlenexposition.[39;43;48;53;58;64;73] Die Auswertung der vorliegenden Studie ergibt, dass die optimale Strahlenminimierung bei Anwendung der Kombination aus Speicherfoliensystem und Safety-Filmhalter zu erreichen ist.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Etwa ein Drittel aller Röntgenaufnahmen werden in Deutschland durch die Zahnmedizin angefertigt, wobei diese nur eine kollektive effektive Dosis von 0,2% aller Aufnahmen verursachen. Gängige Röntgentechniken im Bereich der Zahnmedizin (analoger Zahnfilm, Speicherfolie, Detektor/Sensor), wurden in der vorliegenden Studie untersucht und bewertet. Hinzugezogen wurden dabei Hilfsmittel zur Optimierung der Strahlenreduktion hinter der Filmebene (Visierringe, Filmhalter, verschiedene Folienmetalle) bei Verwendung eines Echtzahnmodells und eines Halbleiter-Diagnostikdosimeters. An insgesamt vier Messtagen wurden bei vier unterschiedlichen Messanordnungen (Visierring mit und ohne Metall, Filmhalter mit und ohne Metall) und gleichzeitig drei Belichtungszeiten (Kind, Adult, Analog) die Systeme des analogen Zahnfilms, der Speicherfolie und des Detektors durch fünf Einzelmessungen pro Bleifoliendicke bewertet. Es wurden insgesamt 6900 Einzelmessungen bei gleichzeitig 1380 Messdurchläufen durchgeführt.

Es zeigte sich, dass allein durch die Verwendung der digitalen Techniken mit den spezifischen Einstellungen der Belichtung am Röntgengerät, die resultierende Durchlichtstrahlung reduziert werden kann. Diese liegt auch ohne Bleifolie niedriger als bei Anwendung des analogen Röntgen. Es ist festzuhalten, dass eine Kombination aus digitaler Technik sowie eines Metall-Visierrings und eines Filmhalters mit Metalleinsatz angestrebt werden sollte. Schon bei Verwendung einer Bleifolie reduziert sich die Durchlichtstrahlung um ca. 50% bei der Speicherfolie und ca. 25% bei dem Detektor (Abb. 26, 28).

Bei weiterer Verwendung der analogen Röntgentechnik ist eine Kombination aus Metallblende und Filmhalter mit Metalleinsatz sinnvoll, die die Strahlung hinter der Filmebene auf bis zu ein Zehntel des Ausgangswertes reduziert (Abb. 20). Der beste Weg ein gutes Röntgenbild mit gleichzeitig maximal reduzierter Strahlenbelastung anzufertigen, ist demnach die Kombination aus Speicherfolie und Filmhalter mit Metalleinsatz sowie Metallvisierring. Die Umrüstung der analogen Technik auf die digitalen Röntgentechniken wird dringend empfohlen.

6. LITERATURVERZEICHNIS

1. Fielmann, August 2001, Gebrauchsanweisung Thermometer fielmann [pdf-Dok. online], Verfügbar unter: http://www.jet-apolda.de/jetweb/media/PDF/Oregon%20Scientific/Wetter%20und%20Zeit/RMR112%20Kabelloses%20Thermometer.pdf., [2011]
   Ref Type: Internet Communication

2. Carestream Dental,Röntgenfilm Kodak Insight, Verfügbar unter: http://www.carestreamdental.com/en/film-and-anesthetics/intraoral-film/insight-film.aspx. , [2012].
   Ref Type: Internet Communication

3. Dr. Klaus de Cassan, 2000, Zahnwissen, Verfügbar unter: http://www.zahnwissen.de/frameset_lexi.htm?lexikon_fa-fm.htm. ,[2013].
   Ref Type: Internet Communication

4. Kentzler-Kaschner Dental GmbH, RWT-Filmhaltersysteme: Safety-Halter, Verfügbar unter: http://www.kkd-topdent.de/bilder/downloads/prod/prod_RWT-6Seiter.pdf. [2013]
   Ref Type: Internet Communication

5. Kentzler-Kaschner Dental GmbH ,RWT Produktübersicht, Verfügbar unter: www.uptodent-digital.de/assets/rwt_roentgen.pdf. , [2012]
   Ref Type: Internet Communication

6. Abreu Junior M., Tyndall D., Platin E., Ludlow J., Phillips C. ;Two- and three-dimensional imaging modalities for the detection of caries. A comparison between film, digital radiography and tuned aperture computed tomography (TACT). *Dentomaxillofac Radiology* 1999;28:152.

7. Analoui M.; Digital diagnostic imaging: today and tomorrow. *Dentomaxillofac Radiology* 1999;28:56-8.

8. Analoui M.; Buckwalter, K. Digital radiographic image archival, retrieval, and managemant. *Dent Clin North Am* 2000;44: 339-358.

9. Araki K., Kanda S., Toyofuku F.; A study of the effects of lead foil in dental X-ray film packets on radiographic image quality. *Dentomaxillofac Radiology* 1993;22:70-75.

10. Axmann D., Gomez G., Groten M.; Der Bland und Altman Plot - eine einfache graphische Methode zur Einschätzung der Verläßlichkeit von Meßverfahren. *Deutsche Zahnärztliche Zeitung* 2002;10:613.

11. Bender R., Lange S.; Was ist der p-Wert? Dtsch Med Wochenschr 2007; 132 Georg Thieme Verlag KG Stuttgart-New York.
Ref Type: Magazine Article

12. Bland J.M., Altmann D.G.; Statistic notes:
Measurement errors. *British Medical Journal* 1996;313:744.

13. Bourgeois M., Wood R.E., Pharoah M.J.; Reducing transmitted radiation in dental radiography. *Health Phys* 1992;62(6):546-552.

14. Brettle F., Workman A.; The imaging performance of a storage phosphor system for dental radiography. *British Journal of radiology* 1996;69: 256-261.

15. Bundesamt für Strahlenschutz; Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2009 (Parlamentsbericht). 2010.
Ref Type: Report

16. Bundesamt für Strahlenschutz, Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit; Entwurf einer Verordnung zur Änderung der Röntgenverordnung. 2001.
Ref Type: Report

17. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (RöV).
Ref Type: Report

18. Bundesregierung Deutschland. Strahlenschutzbericht der Bundesregierung. 2004.
Ref Type: Report

19. Clark D.E., Roos J., Sanz U., Menes M.; Digital radiography and California third parties. *Journal of Calif Dent Assoc* 1999;27: 964-968.

20. DENTAURUM GmbH,2012, Prothetik [pdf-Dok. online], Verfügbar unter: http:, and www.dentaurum.de/files/989-770-00_prothetik.pdf#search=%22zinnfolie%22. ,[2013]
Ref Type: Internet Communication

21. Dreyer K.J., Hirschhorn D.S., Thrall J.H., Mehta A.; *PACS (a guide to the digital revolution)*. Vol 2 Springer Verlag New York Inc.; 2010.

22. Düker J. *Praxisleitfaden zahnärztliche Radiologie für den Zahnarzt und sein Team* München: Elsevier GmbH; 2006.

23. Dula K., Mini R., van der Stelt P.F., Lambrecht J.T., Schneeberger P., Buser D.; Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible. *Eur J Oral Sci* 1996;104(5-6):503-510.

24. Dula K., Mini R., van der Stelt P.F., Buser D. ;The radiographic assessment of implant patients: decision-making criteria. *Int J of Oral Maxillifac Implants* 2001;16(1):80-89.

25. Dürr Dental 2012, Speicherfolie- das Medium für alle Formate, Verfügbar unter: http://www.duerrdental.de/de/produkte/bildgebung/vistascan-perio-plus/speicherfolie-das-medium-fuer-alle-formate/. [2013].
Ref Type: Internet Communication

26. Farman A.G.; Standard for intraoral radiographic imaging. *Dentomaxillofac Radiology* 2000;29: 257-259.

27. Farman A.G., Farman T.T.; A sensor to rival direct-exposure intra-oral X-ray film. *Int J Comput Dent* 1999;2:183-96.

28. Geist, A. M. Untersuchung zur Dauerschwingfestigkeit viergliedriger CAM-Zirkonoxidbrückengerüste im Stufenlastverfahren. 2009.
Ref Type: Thesis/Dissertation

29. Gibbs S.J., Mitchell A.C.; Energy and angle depence oc calcium fluoride and lithium fluoride thermoluminescent dosimetry sytems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1974;37(4): 641-648.

30. Hatcher D.C., Dial C.; Dental imaging centers. *J Calif Dent Assoc* 1999;27:953-959.

31. Helmrot E., Thilander-Klang A.; Methods for monitoring patient dose in dental radiology. *Radiat Prot Dosimetry* 2010;139:303-305.

32. Huang H.K.; *PACS and Imaging Informatics* Wiley-Blackwell; 2010.

33. ICRP; Recommendation of the International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press Publication 26. 1977. Oxford.
Ref Type: Magazine Article

34. Kaeppler G., Dietz K., Herz K., Reinert S.; Factors influencing the absorbed dose in intraoral radiography. *Dentomaxillofac Radiology* 2007;36:506-513.

35. Kaeppler G., Dietz K., Reinert S.; Influence of tube potential setting and dose on the visibility of lesions in intraoral radiography. *Dentomaxillofac Radiology* 2007;36:75-79.

36. Kaeppler G., Dietz K., Reinert S.; Possibilities of dose reduction in lateral cephalometric radiographs and its effects on clinical diagnostics. *Dentomaxillofac Radiology* 2007;36:39-44.

37. Kaeppler G., Vogel A., Axmann-K.D.; Intra-oral storage phosphor and conventional radiography in the assessment of alveolar bone structures. *Dentomaxillofac Radiology* 2000;29: 362-367.

38. Kiefer, H., Lambrecht J. T., Roth J.; Dose exposure from analog and digital full mouth radiography and panoramic radioraphy. Monatsschr Zahnmedizin Schweiz 2004;114(7):687-693.
Ref Type: Magazine Article

39. Künzel, A., Benz C.; Intraorale Radiographie. Das Deutsche Zahnärzteblatt. 1995;104:. Ref Type: Generic

40. Kurien B.T., Mathews S.A., Scofield R.H.; Can low dose diagnostic dental radioation trigger Sjörgen´s syndrome? *Med Hypotheses* 2007;69(5):995-1000.

41. Lange S. ;Statistische Signifikanz und klinische Relevanz. Z Hautkr 2000;75, 225-229.

42. Lehmann T., Oberschelp W., Pelikan E., Repges R.; *Bildverarbeitung für die Medizin* Springer Verlag; 1997.

43. Lim K.F., Loh E.E., Hong Y.H.; Intraoral computed radiography - an in-vitro evaluation. *J Dent* 1996;24: 359-364.

44. Longstreth W.T.Jr., PhillipsL.E, Drangsholt M. et al.; Dental X-rays and the risk of intracranial meningioma: a population-based-case-control study. *Cancer* 2004;100(5):1026-1034.

45. Ludlow J.B., Abreu Junior M., Platin E.; Performance of a new F-Speed film for caries detection. *Dentomaxillofac Radiology* 2001;30(2):110-113.

46. Ludlow J.B., Platin E., Mol A.; Characteristics of Kodak Insight, an F-Speed intraoral film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2001;91(1):120-129.

47. Ludlow J.B, Vies-Ludlow L.E., White S.C.; Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *J Am Dent Assoc* 2008;139(9):1237-1243.

48. NEMA 2012, DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), Calendar, Verfügbar unter: http://dicom.nema.org. [2012]
Ref Type: Internet Communication

49. Memon A., Godward S., Williams D., Siddique I., Al-Saleh K.; Dental X-rays and the risk of thyroid cancer: a case-control study. *Acta Oncol* 2010;49(4):447-453.

50. Miles D. A;. Radiographic imaging for dental auxillaries. 3rd edn.WB Saunders . 1999. Philadelphia.
Ref Type: Generic

51. Patzelt S. B. M.; Bestimmung der effektiven Dosis, des Dosisflächenprodukts und eines Korrelationskoeffizienten bei diversen dentalen digitalen Volumentomographen. 2010. Albert-Ludwigs-Universität Freiburg.
Ref Type: Thesis/Dissertation

52. Peker I,. Toraman Alkurt M., Altunkaynak B.; Film tomography compared with film and digital bitewing radiography for proximal caries detection. *Dentomaxillofac Radiology* 2007;36:495-499.

53. Pomowski M.; Das Dosisflächenprodukt bei verschiedenen Film-Folien-Kombinationen und der digitalen Panoramatechnik. 2002. Universität Hamburg.
Ref Type: Thesis/Dissertation

54. Preston-Martin S., Thomas D.C., White S.C., Cohen D.; Prior exposure to medical and dental X-rays related to tumors of the parotid gland. *J Natl Cancer Inst* 1988;80(12):943-949.

55. PTW-Freiburg;. Gebrauchsanweisung DIADOS PTW Diagnostikdosimeter T 11003 ab Firmware 2.20. D149.151.00/14, 2011.
Ref Type: Generic

56. PTW-Freiburg. Gebrauchsanweisung DIADOS Detektor T60004 und T60005. D860.151.00/02, 2011.
Ref Type: Generic

57. Rateitschak K.H., Wolg H.F.; *Farbatlanten der Zahnmedizin: Zahnmedizinische Radiologie, Bildgebende Verfahren* Georg Thieme Verlag; 2000.

58. Rau G., Ströbel R.; *Die Metalle - Grundwissen für Zahntechniker* Verlag Neuer Merkur GmbH; 2004:69-70.

59. Ribeiro D.A.; Cytogenetic biomonitoring in oral mucosa cells following dental X-ray. *Dentomaxillofac Radiology* 2012;41(3):181-184.

60. Rother U.J.; *Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Grundlagen Strahlenschutz, Befunde* Urban & Fischer Verlag München/Jena; 2001.

61. Rother U.J.; *Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Grundlagen Strahlenschutz, Befunde* Elsevier GmbH; München 2006.

62. Schulze D.; Die Anwendung der digitalen Lumineszenzradiographie in der Zahnheilkunde, 1997, Universität Hamburg
Ref Type: Thesis/Dissertation

63. Schunk K.; Rechte und Pflichten des Radiologen bei Indikationsstellung und Anwendung radiologischer Verfahren. *Fortschr Röntgenstr* 1999;170:7-15.

64. Schwenzer N., Ehrenfeld M.; Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Chirurgische Grundlagen. 2008. Tübingen/München, Georg Thieme Verlag.

65. Sheik S., Pallagatti S., Grewal H., Kalucha A., Kaur H.; Genotoxicity of digital panoramic radiography on oral epithelial tissues. *Quinessenz* 2012;43(8):719-725.

66. statista GmbH 2012, Statistics, Verfügbar unter: http://de.statista.com/statistik/lexikon/definition/126/standardabweichung/. [2013]
Ref Type: Internet Communication

67. Thilander-Klang A., Helmrot E.; Methods of determining the effective dose in dental radiology. *Radiat Prot Dosimetry* 2010;139:306-309.

68. Tritthart H.A.; *Medizinische Physik und Biophysik* Stuttgart/New York: Schattauer GmbH; 2003.

69. Umweltbundesamt Deutschland 2009, Statistiken vom Umweltbundesamt, Verfügbar unter: www.umweltbundesamt-daten-zur-umwelt.de. [2012].
Ref Type: Internet Communication

70. Universität Rostock, System der Qualitätssicherung/Qualitätskontrolle Vorlesung 7[pdf-Dok. online], Verfügbar unter: http://radiologie.med.uni-rostock.de/downloads/lehre/zahnmedizin/%287%29%20System%20der%20Qualit%C3%A4tssicherung.pdf. [2013]
Ref Type: Internet Communication

71. Van der Stelt P.F.; Principles of digital imaging. *Dent Clin North Am* 2000;44: 237-248.

72. Van der Stelt P.F.; Improved diagnosis with digital radiography. *Curr Opin Dent* 1992;2: 1-6.

73. Vandre R.H.,Webber R.L.; Future trends in dental radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995;80:471-478.

74. Versteeg C.H., Sanderink G.C., Van der Stelt P.F.; Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. *J Dent* 1997;25:215-224.

75. Visser H., Hermann K.P., Köhler B.; Dose measurements comparing conventional and digital panoramic radiography. *Mund-Kiefer Gesichtschirurgie* 2000;4:213-216.

76. Visser H., Hermann K.P., Köhler B.; Bissflügelstaten mit digitalen und konventionellen Bildempfängern. *ZWR* 2000;109: 671-676.

77. Visser H. Hermann K. P., Köhler B.; Dosisreduktion bei digitalen Zahnfilmstaten. Deutsche Zahnärztliche Zeitung 2000;55: 494-496.
Ref Type: Magazine Article

78. Wenzel A., Grondahl H.G.; Direct digital radiography in the dental office. *Int Dent Journal* 1995;45:27-34.

79. Wörner H.; *Röntgen beim Zahnarzt*. 4. Auflage ed. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 1997.

80. Zauner M., Schrempf A.; *Informatik in der Medizintechnik - Grundlagen, Software und computergestützte Systeme* Springer Verlag Wien, New York; 2009:189-190.

7. DANKSAGUNG

Für die Überlassung des Themas, sowie die äußerst freundliche und zuverlässige Begleitung der Arbeit, möchte ich mich besonders bei Herrn PD Dr. Dr. Arnim Godt recht herzlich bedanken. Die zahlreichen Besprechungen, Korrekturen sowie die zeitnahe Durchsicht dieser Arbeit und die flexible Zusammenarbeit waren eine große Hilfe.

Ein besonderer Dank gilt auch Oberarzt Dr. Andreas Geist für die hilfreichen Verbesserungsvorschläge und die Betreuung dieser Doktorarbeit. Es war eine große Hilfe jederzeit einen Ansprechpartner zur Seite zu haben.

Desweiteren danke ich den MTA´s der Röntgenabteilung des ZZMK für die Hilfsbereitschaft und die immer freundliche Atmosphäre.
Nicht zu vergessen ist die fachmännische Beratung beim Erstellen der Fotos durch Frau U. Engel.

Ein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern und meinem Bruder sowie meiner Schwägerin, die mir dieses Studium erst ermöglicht haben und deren uneingeschränkte Unterstützung mir erst die Kraft gab dies alles zu erreichen.
Überdies danke ich besonders meinen Großeltern sowie Großtante und Großonkel die mir ihrerseits bei der Verwirklichung dieses Ziels zur Seite standen und natürlich für den immerwährenden guten Zuspruch.

8. LEBENSLAUF

Personalien

Name	Feiler
Vornamen	Andrea Barbara
Geburtsdatum	17. Juli 1985
Geburtsort	Temeschburg

Schulausbildung

08/1992 – 07/1996	Grundschule Haidachschule Pforzheim
09/1996 – 07/2005	Theodor-Heuss-Gymnasium Pforzheim
07/2005	Abitur

Hochschulausbildung

WS 05/06 – WS 10/11	Studium der Zahnmedizin an der Eberhard Karls Universität Tübingen
02/10/2006	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
04/04/2008	Zahnärztliche Vorprüfung
26/11/2010	Zahnärztliche Prüfung, Staatsexamen
02/12/2010	Approbation

Beruflicher Werdegang

04/2011 – 04/2013	Assistenzzahnärztin Praxis Dr. Zechner & Dr. Werner in Hechingen
Ab 04/2013	Angestellte Zahnärztin Praxis Dres. Dirlewanger & Kollegen