

Aus der Abteilung für Röntgendiagnostik
der Universitätsklinik und –poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
Direktor: Prof. Dr. U. J. Rother

„Das Dosisflächenprodukt bei verschiedenen Film-Folien-Kombinationen und der
digitalen Panoramatechnik“

DISSERTATION
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von

Mark Pomowski

aus Güstrow

Hamburg, 2002

Angenommen von dem Fachbereich Medizin
der Universität Hamburg am: 30. Mai 2002

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs
Medizin der Universität Hamburg

Dekan: Prof. Dr. C. Wagener

Referent: Prof. Dr. U. J. Rother

Koreferent: -----

Inhaltsverzeichnis

1.	Problemstellung	1
2.	Einleitung	2
2.1.	Film-Folien-Kombinationen in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik	2
2.1.1.	Allgemeiner Aufbau von Film-Folien-Kassetten-Kombinationen	2
2.1.2.	Verstärkerfolien	3
2.1.3.	Leuchtstoffe für Verstärkerfolien	4
2.1.4.	Das Wirkungsprinzip von Film-Folien-Kombinationen	6
2.1.5.	Folientypen	9
2.1.6.	Der Röntgenfilm	10
2.1.7.	Aufbau von Röntgenfilmen	11
2.1.8.	Der Einsatz von Film-Folien-Kombinationen in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik	13
2.2.	Die digitale Panoramatechnik	16
2.2.1.	Indirekte Radiographie	17
2.2.2.	Lumineszenz-Radiographie	18
2.2.3.	Direkte Radiographie	19
2.3.	Das Dosisflächenprodukt	19
3.	Material und Methode	20
3.1.	Die getesteten Film-Folien-Kombinationen	20
3.2.	Die konventionelle sowie digitale Panoramaeinheit und die Belichtungsparameter	20
3.3.	Filterfunktionen	22
3.4.	Die Ermittlung des Dosisflächenproduktes	23
3.5.	Untersuchungsaufbau und Zeitraum	25

4.	Ergebnisse	32
4.1.	Der Einfluß der verschiedenen Film-Folien-Kombinationen und der digitalen Technik auf das Dosisflächenprodukt	32
4.1.1.	Konventionelle Panoramaschichtaufnahme ohne Zusatzfilter mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen	33
4.1.2.	Digitale Panoramaschichtaufnahmen ohne Zusatzfilter	34
4.2.	Veränderte Belichtungsparameter und die Relation zum Dosisflächenprodukt	36
4.3.	Verschiedene Filterfunktionen und ihre Auswirkungen auf Bildqualität und Dosis	40
4.3.1.	Konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit Zusatzfilter mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen	40
4.3.2.	Digitale Panoramaschichtaufnahmen mit Zusatzfilter	46
4.4.	Empfehlungen zum Betrieb von Panoramaeinheiten unter dem Aspekt der Dosisreduzierung	48
5.	Zusammenfassung	50
5.1.	Konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen und digitale Panoramaschichtaufnahmen ohne Zusatzfilter mittels fest programmierter Belichtungsparameterkombinationen (hoher mA-Werte)	50
5.2.	Konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen ohne Zusatzfilter mit veränderten Belichtungsparametern (niedrige mA-Werte)	51
5.3.	Konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen und digitale Panoramaschichtaufnahmen mit Zusatzfilter	51
6.	Diskussion	53
7.	Literatur	58

1. Problemstellung

Dosisreduzierung und Strahlenexposition sind zentrale Themen des Strahlenschutzes und gewinnen innerhalb der Röntgendiagnostik immer mehr an Bedeutung.

Ursache der Strahlenexposition während einer Röntgenuntersuchung sind ionisierende Strahlen, die neben einer somatischen Schädigung des Individuums auch zu einer genetischen Schädigung führen können.

Deshalb ist eine der Grundforderungen an die heutige Röntgendiagnostik, dass Röntgenaufnahmen erstellt werden, die ein Maximum an Informationsgehalt für den Betrachter und ein Minimum an Strahlenexposition für den Patienten gewährleisten.

Zahlreiche Innovationen in der Röntgentechnik bewirkten auch in der zahnärztlichen Radiologie eine erhebliche Minderung der Strahlenexposition. Als Beispiele seien hier neue Filmemulsionen, Seltene-Erden-Folien und digitale Röntgentechniken genannt.

Ziel dieser Arbeit ist es, verschiedene Möglichkeiten zu untersuchen, mit denen das Dosisflächenprodukt während einer Panoramaschichtaufnahme gesenkt werden kann.

Diese Aufnahme lässt sich mit der konventionellen oder der digitalen Panoramatechnik anfertigen.

Bei der konventionellen Technik soll der Einfluß von Film-Folien-Systemen unterschiedlicher Empfindlichkeitsklassen (200 und 400), Belichtungsparametern und Filtern verschiedener Stärke auf die Strahlenexposition untersucht werden.

Im Rahmen der digitalen Technik steht vor allem der Einfluß der Filter im Mittelpunkt der Betrachtungen.

Welche Auswirkungen die verschiedenen Maßnahmen auf das Dosisflächenprodukt haben und welcher Einfluß auf die Qualität der Röntgenaufnahmen besteht, soll mit der Arbeit ermittelt und dargestellt werden.

Des Weiteren sollen anhand der Untersuchungsergebnisse Empfehlungen zum Betrieb von Panoramaeinheiten unter dem Aspekt der Dosisreduzierung gegeben werden.

2. Einleitung

2.1. Film-Folien-Kombinationen in der Zahnärztlichen Röntgendiagnostik

2.1.1. Allgemeiner Aufbau von Film-Folien-Kassetten-Kombinationen

Die Aufzeichnung des Strahlenbildes erfolgt in der Röntgendiagnostik in der Regel mit dem System Verstärkungsfolie und Röntgenfilm, wobei die Filmkassette und die Filmverarbeitung untrennbar mit diesem System verbunden sind.

Die Kassette soll Film und Folien in engem und gleichmäßigem Kontakt miteinander halten und Fremdlichteinfall verhindern. Die Film-Folien-Kassetten-Kombination besteht im allgemeinen aus einer Kassettenvorderwand aus Aluminium oder Kunststoff, welche von Röntgenstrahlen leicht durchdrungen werden kann.

Es folgen die Vorderfolie, der Röntgenfilm, die Hinterfolie, eine Filzeinlage und schließlich die Kassettenhinterwand. (Abb. 1)

Die Hinterwand besteht aus Stahlblech, welches eine Bleieinlage enthält. Der Bleibelag absorbiert die von den Folien durchgelassenen Röntgenstrahlen vollständig.

Es ist entscheidend für die Qualität der Röntgenbilder, dass der Film sehr fest gegen Vorder- und Hinterfolie gepresst wird, da es sonst zu Unschärfen kommt. Dies wird durch die Filzlage in der Kassette realisiert.

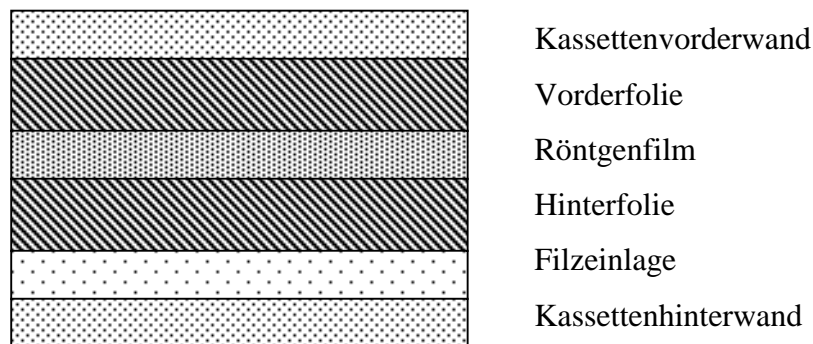


Abbildung 1: Aufbau einer Film-Folien-Kassetten-Kombination

2.1.2. Verstärkerfolien

Verstärkerfolien sind Lumineszenzschirme, die in der Lage sind, Röntgenstrahlen in sichtbares Licht umzuwandeln. Sie dienen dazu, die an sich nur geringe direkte Wirkung der Röntgenstrahlen auf die photographische Emulsion des Filmes zu verstärken.

Das in den Verstärkerfolien entstehende Leuchtdichtebild wird durch eine Kontaktbelichtung auf den Röntgenfilm übertragen. Dadurch intensivieren die Verstärkerfolien die Wirksamkeit der absorbierten Röntgenstrahlen und können so zu einer Reduktion der Dosis genutzt werden.

→ Aufbau von Verstärkerfolien

Bei Verstärkerfolien lassen sich vier Schichten voneinander abgrenzen. (Abb. 2)

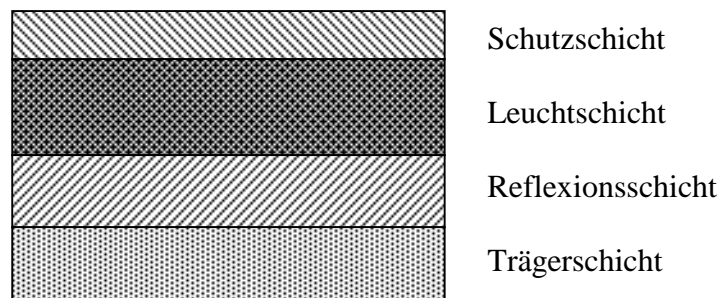


Abbildung 2: Aufbau einer Verstärkerfolie

1. Schutzschicht

Die Schutzschicht besteht aus 10-20 μm dicken Schichten aus Kunstharzlacken höchster Lichtdurchlässigkeit (Transparenz), welche die Leuchtschicht gegen Verschmutzung und mechanische Einwirkung schützen. Außerdem ist sie antistatisch und reinigungsfähig.

2. Leuchtschicht

Die lumineszierende Schicht wird aus fluoreszierenden Röntgenleuchtstoffen hergestellt, die in kristalliner Form in ein Bindemittel aus Kunstharz oder Gelatine mit guter Transparenz eingebettet sind. Die Korngrößen der Leuchtstoffe liegen zwischen 5-10 μm .

Die Schichtdicke der lumineszierenden Schicht beträgt je nach Verstärkerwirkung 0,1 bis 0,5 mm. Die Leuchtstoffbelegung steigt dementsprechend von 20 auf 100 mg / cm^2 .

Die Dicke der Leuchtschicht ist Grundlage für die Einteilung der Folien in Empfindlichkeitsklassen (Volkman 1988).

Der Bindemittelanteil am Leuchtstoffgewicht beträgt ca. 10 %.

3. Reflexionsschicht

Diese Schicht kann aus Titanoxid, Bariumoxid oder Magnesiumoxid aufgebaut sein und ist weiß gefärbt. Sie hat die Aufgabe, durch Reflexion des Lumineszenzlichtes, die Wirkung der Folie zu verstärken, indem sie das in der Leuchtschicht entstandene Licht auf den Film reflektiert. Diese Schicht hat den Nachteil, dass sie für eine Zunahme der Unschärfe verantwortlich ist. Deshalb ist sie erst bei hochverstärkenden Folien vorhanden.

4. Trägerschicht

Als Träger der lumineszierenden Schicht dienen 250 µm dicke, röntgendurchlässige Polyesterfolien.

2.1.3. Leuchtstoffe für Verstärkerfolien

Leuchtstoffe sind kristalline Stoffe, die bei Bestrahlung mit Quanten oder Teilchen leuchten. Es gibt Leuchtstoffe, die bereits als reine Stoffe bei entsprechender Anregung leuchten und solche, bei denen in das Kristallgitter Fremdatome, sogenannte Aktivatoren, eingebaut sein müssen, um Leuchtfähigkeit zu erhalten. Die verwendeten Verstärkerfolien lassen sich entsprechend den eingesetzten Leuchtsubstanzen in Kalziumwolframat-Folien (CaWO_4) und Seltene-Erden-Folien (SE-Folien) einteilen.

→ Calciumwolframat (CaWO_4)

Der älteste und auch heute noch verwendete Röntgenleuchtstoff ist das Calciumwolframat (Degenhardt 1983). Dieser Leuchtstoff ist heute jedoch weitgehend von neuen Substanzen auf der Basis von seltenen Erdenverbindungen abgelöst worden.

Calciumwolframat ist ein sogenannter „Reinstoffphosphor“, weil er keiner Aktivierung durch Fremdatome bedarf. Unter Röntgenbestrahlung leuchtet es blau-violett.

Sein Emissionsspektrum reicht von 380 nm bis etwa 500 nm, mit einem Maximum bei 425 nm, also ein Bereich, in dem der herkömmliche (unsensibilisierte) Röntgenfilm besonders empfindlich ist.

Der mittlere Durchmesser der kristallinen Körner beträgt 4 µm (Freyschmidt 1981).

→ Seltene Erden (SE)

Dem Calciumwolframat gegenüber stehen die grünes, blaues oder ultraviolette Licht emittierenden Seltenen-Erden-Leuchtstoffe (SE), Elemente der 3. Nebengruppe des Periodensystems, die erstmals 1973 eingeführt wurden.

Als Röntgenleuchtstoffe werden davon in der Regel die Oxide von Yttrium, Gadolinium und Lanthan verwendet, wobei Terbium und Europium als Aktivatoren eingesetzt werden (Beyer 1981, Degenhardt 1975, Freyschmidt 1981, Gurvic 1979).

Das Emissionsspektrum der Leuchtstoffe der seltenen Erden ist durch einzelne Peaks in bestimmten Lichtwellenlängenbereichen gekennzeichnet. Um eine optimale Bildgebung zu erzielen, sollten die mit den Seltene-Erden-Folien (SE-Folien) kombinierten Röntgenfilme ihr Empfindlichkeitsmaximum im Bereich der Emissionsmaxima der Folien haben.

Die modernen SE-Folien sind den in der Film-Folien-Kombination verwendeten Filmen so angepasst, dass sie mit ihrer jeweiligen Lichtemission die Empfindlichkeitskurve dieses Röntgenfilmes in ihrer ganzen spektralen Breite ideal erfassen können (Braun 1998).

Zum Einsatz kommen heute Leuchtstoffe wie Lanthanoxybromid (Emissionsfarbe blau, Emissionsmaximum 419 nm und 439 nm), Gadoliniumoxysulfid (Emissionsfarbe grün, Emissionsmaximum 545 nm) (Degenhardt 1975, 1980) und Yttriumtantalat (Emissionsfarbe ultraviolett, Emissionsmaximum 340 nm) (Rilinger 1993).

Heute werden in der Röntgendiagnostik überwiegend Folien mit Seltenen Erden verwendet, da sie im Gegensatz zu Calciumwolframat-Folien verbesserte Eigenschaften besitzen (Hancken 1976):

- erhöhte Röntgenstrahlenabsorption (CaWO_4 23 %, SE: 45-50 %)
- verbesserter Wirkungsgrad: Hierunter versteht man das Verhältnis von absorbierter Röntgenstrahlenenergie zur Lichtemission (CaWO_4 : 4 %, SE: 13-18 %) (Degenhardt 1983, Keller 1986)
- Verbesserung der Bildqualität bei gleicher Aufnahmedosis oder Verminderung der Aufnahmedosis bei gleicher Bildqualität (Maurer 1977)

Eine neuere Entwicklung ist das oben genannte Yttriumtantalat (YtO_4), welches als Leuchtstoff ultraviolette Licht der Wellenlänge 340 nm emittiert (Beutel 1994).

Dieser Fakt ist insofern von Bedeutung, da die Empfindlichkeit, also die Lichtabsorption der photographischen Emulsion des Röntgenfilms, von grün über blau nach ultraviolett hin zunimmt (Beutel 1994).

Ein weiterer Effekt von ultraviolettem Licht ist die geringe Streuung des Lichtes innerhalb der Folie. Hohe Detailschärfe durch weniger Unschärfe und eine weitere Dosisreduktion sind die Resultate (Rilinger 1993).

Die Hauptvorteile der SE-Folien gegenüber den konventionellen Folien sind vor allen Dingen die Reduzierung der Dosis, verkürzte Expositionszeiten und damit geringere Bewegungsunschärfen und verbesserte Bildqualität (Kontrast, Zeichenschärfe) (Kraft 1975, Freyschmidt 1978, 1981, Knedel 1990).

2.1.4. Das Wirkungsprinzip von Film-Folien-Kombinationen

Die Röntgenstrahlung ist eine ionisierende Strahlung, da sie beim Durchgang durch Materie Atome bzw. Moleküle zu ionisieren vermag. Die ionisierende Strahlung unterteilt man in elektromagnetische Wellenstrahlung und Korpuskularstrahlung, wobei Röntgenstrahlung zur erstgenannten zählt.

Die Röntgenstrahlung als elektromagnetische Strahlung hat folgende charakteristische Eigenschaften:

- geradlinige und divergente Ausbreitung
- Durchdringungsfähigkeit von Körpern
- Schwächung beim Durchtritt durch Materie aufgrund Absorption und Streuung
- Ionisierende Wirkung
- Photochemische Wirkung
- Biologische Wirkung
- **Fluoreszenzwirkung**

Die Eigenschaft der Röntgenstrahlung bestimmte Stoffe zur Fluoreszenz anzuregen, ist Grundlage für die praktische Anwendung von Verstärkerfolien in der Röntgendiagnostik.

→ **Die Erregung der Fluoreszenz**

Energiereiche Strahlung, also Röntgenstrahlung, bringt bestimmte Stoffe, die Lumino-phore genannt werden, zum Aufleuchten, d.h. ihre Energie wird in sichtbares Licht umgewandelt.

Das Phänomen der Fluoreszenz wird ebenso wie das der Phosphoreszenz unter dem Begriff der Lumineszenz zusammengefasst. Dies ist ein Sammelbegriff für Lichtemission von Materie ohne Wärmestrahlung als Folge vorheriger Bestrahlung (kaltes Leuchten).

Eine Verstärkerfolie ist eine fluoreszierende Folie, eine spezielle Anordnung, mit deren Hilfe Röntgenstrahlung über Lumineszenzprozesse in sichtbares Licht umgewandelt wird.

Nach der sogenannten Stokesschen Regel erfolgt die Lichtemission im Rahmen der Fluoreszenz sofort, d.h., innerhalb der sogenannten mittleren Verweilzeit von 10^{-8} sec. und nur während der Bestrahlung mit energiereichen, kurzwelligen Strahlen.

Stoffe die Fluoreszenzlicht aussenden, heißen Fluorosphore. Zu ihnen gehören die Leuchtstoffe der Film-Folien-Kombinationen Calciumwolframat und Verbindungen der Seltenen Erden.

Im Gegensatz zur Fluoreszenz wird bei der Phosphoreszenz die absorbierte Strahlenenergie über längere Zeit gespeichert und fortlaufend (Minuten bis Tage) in Form von Lichtquanten emittiert. Stoffe, die phosphoreszieren heißen Phosphore. Dazu gehören Zinksulfid und Silikate.

→ **Wirkung von Verstärkerfolien**

Licht schwärzt die photographische Emulsion eines Röntgenfilmes bedeutend besser als Röntgenstrahlung. Neue Filmemulsionen reagieren 10 bis 60 mal empfindlicher auf ultraviolette oder sichtbares Licht als auf Röntgenstrahlen (Kodak 1999).

Diese Tatsache macht man sich zunutze, indem man die auftreffende Strahlung mit Hilfe von Verstärkerfolien durch Lumineszenzprozesse in ultraviolette, blaues oder grünes Licht umwandelt. Die Umwandlung von Röntgenstrahlung in Licht geschieht mit einem relativ hohen Wirkungsgrad, so dass auf diese Weise sehr viel mehr Röntgenstrahlung, wenn auch indirekt, zu einer Filmbelichtung führt. Die Schwärzung des Röntgenfilmes wird somit zu 95 % durch die Lumineszenz der Verstärkerfolie bewirkt, nur 5 % der Röntgenstrahlung sind an der Filmschwärzung beteiligt. Dies lässt sich dadurch erklären, dass in der Verstärkerfolie ein Vielfaches mehr an Röntgenquanten absorbiert wird als im Film.

Tatsächlich handelt es sich bei der Folienwirkung also nicht um eine direkte „Verstärkung“ der Strahlung, sondern vielmehr bilden Folie und Film ein System zur Transformation des in der Folie absorbierten Röntgenstrahlenreliefs mittels des emittierten Fluoreszenzfolienlichtes in das Röntgenbild (Maurer 1979).

→ **Folienunschärfe**

Der Einsatz von Verstärkerfolien führt im Röntgenbild immer zu einer Abnahme der Schärfe. Unter der Schärfe einer Abbildung, auch Zeichenschärfe genannt, versteht man die klare Abbildung von Randkonturen anatomischer Strukturen.

Eine gute Zeichenschärfe liegt vor, wenn z.B. auf einer Panoramaaufnahme der Kanal des Nervus mandibularis gut abgrenzbar ist.

Die folienbedingte Unschärfe entsteht durch die Größe der Folienkristalle und die Dicke der Leuchtschicht (Materialunschärfe). Die Informationsträger der Folie, die Leuchtstoffkristalle, sind größer als die Silberbromidkörner der photographischen Filmemulsion.

Zusätzlich nimmt die Kristallgröße der Leuchtstoffe mit steigender Empfindlichkeit zu (Diewald 1990). Daher schwärzt ein Folienkristall durch Lichtemission mehrere Silberbromidkörner, was einen Verlust kleiner Informationsdetails bedeutet.

Entscheidend für die Folienunschärfe ist jedoch die Leuchtschichtdicke. Da diese Schicht aus mehreren Lagen lichtemittierender Kristalle besteht, erfolgen die Lichtemissionen in verschiedenen Tiefen der Folie. Dies bedeutet, dass das emittierte Licht unterschiedlich große Distanzen zum Film zurücklegen muss. Die Ausbreitung des Fluoreszenzlichtes erfolgt divergent. Außerdem treten Brechungen und Ablenkungen an Bestandteilen der Leuchtschicht (Bindemittel, Luft, Leuchtkristalle) auf. Je weiter der Weg für das Licht ist, also je dicker die Schicht, desto größer wird die Unschärfe.

Zusätzlich kommt es bei Vorhandensein einer Reflexionsschicht zu Reflexionseffekten an der Folienrückseite, die durch Streuung des Lichtes zu weiterer Unschärfe führen.

Beim sogenannten Cross-Over-Effekt treten Unschärfen dadurch auf, dass intensives Fluoreszenzlicht durch die vordere Filmemulsion hindurchtritt und erst auf der hinteren Emulsion wirksam wird (Degenhardt 1983). Der größere zurückzulegende Weg des Lichtes führt zur Unschärfe. Intensivere Strahlung kann auch die Vorderfolie durchsetzen, ohne eine Fluoreszenzwirkung zu erzeugen, so dass nur die Hinterfolie angeregt wird und aufleuchtet. Das dann entstehende Licht wird auf der vorderen Filmemulsion wirksam und hat dabei wiederum einen längeren Weg zurückzulegen, der Unschärfe zur Folge hat (Rother 2001).

Eine nicht folienbedingte Unschärfe ist die geometrische Unschärfe. Sie wird durch den nicht punktförmigen Focus verursacht und ist vom Focus-Objekt- und Objekt-Film-Abstand abhängig.

Die Bewegungsunschärfe tritt dann auf, wenn sich während der Aufnahme das Objekt oder das Aufnahmesystem bewegt.

2.1.5. Folientypen

In der Röntgendiagnostik verwendet man unterschiedliche Typen von Verstärkungsfolien. Die Entscheidung, welches Film-Folien-System für eine bestimmte Untersuchung am besten geeignet ist, richtet sich nach der diagnostisch erforderlichen Bildqualität, die mit einer möglichst geringen Dosis erreicht werden soll (Minimierungsgebot).

Die Auswahl der jeweils günstigsten Film-Folien-Kombination muss sorgfältig bedacht werden, denn eine für alle Anwendungsfälle gleich gut geeignete Folie gibt es nicht.

Da bei gleicher Dosis Seltene-Erden-Folien immer die bessere Bildqualität liefern, sind sie zu bevorzugen. Um die große Zahl von Empfindlichkeitswerten überschaubarer zu machen, wurde der Begriff der Empfindlichkeitsklasse (EK) eingeführt, wobei sich von Klasse zu Klasse die Empfindlichkeit jeweils verdoppelt bzw. halbiert (Volkmann 1998).

Die Einteilung in Empfindlichkeitsklassen beginnt mit 50. Danach folgen 200-er, 400-er und 800-er Folien, wobei die 100-er CaWO_4 -Universalfolie als Bezugsfolie dient.

Die Zahlenwerte beziehen sich auf die zunehmende Dicke der Leuchtschicht der Verstärkerfolie. Die weniger empfindliche 50-er Folie zeichnet sich durch sehr hohe Detailerkennbarkeit und geringe Unschärfe aus, da die Leuchtschicht relativ dünn ist.

Die 200-er Folie ist eine Universalfolie, die einen Mittelweg zwischen hoher Detailerkennbarkeit und folienbedingter Unschärfe möglich macht. Die 400-er und 800-er Folien sind hoch- bzw. höchstverstärkende Folien bei denen die Folienunschärfe stark zunimmt und dadurch die Zeichenschärfe erheblich leidet. Feine und feinste Strukturen sind also schwer bis gar nicht mehr beurteilbar.

Die Zunahme der Empfindlichkeit der Folien führt zu einer deutlichen Dosisreduzierung, die aber nur durch eine erhebliche Unschärfezunahme, also eine Abnahme der Zeichenschärfe, erreicht werden kann (Maurer 1986).

→ **Ausgleichs- bzw. Verlaufsfolien**

Eine weiteres Einsatzgebiet der Verstärkerfolien in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik sind die Ausgleichs- bzw. Verlaufsfolien (syn. +/- Folien).

In diesen Folien kommen verschiedene Zonen nebeneinander vor, die durch unterschiedliche Verstärkungen gekennzeichnet sind. Bei der Herstellung wird die Dicke der Leuchtschicht variiert (Brandt 1977).

Sie kommen zur Anwendung bei Aufnahmen von Körperregionen, die größere Absorptionsdifferenzen aufweisen. Es handelt sich hierbei um Objekte mit starken Dichte- und Dickeunterschieden (Maurer 1980), wie z.B. bei der Darstellung der Schädelstrukturen (inklusive Weichteilen) mit Hilfe der großen Schädelaufnahmen.

Die unterschiedliche Verstärkerwirkung wird durch entsprechende Veränderung der Leuchtschichtdicke oder durch unterschiedliche örtliche Anfärbung der Leuchtschicht erzeugt. Zonen starker Verstärkung sind mit einem Pluszeichen und Zonen kleiner Verstärkung mit einem Minuszeichen gekennzeichnet.

2.1.6. Der Röntgenfilm

Röntgenfilme haben die Aufgabe, die in einem Objekt vorhandenen Strukturen mit Hilfe der Röntgenstrahlen möglichst genau abzubilden. Die vom Objekt geschwächte Röntgenstrahlung kann dabei entweder direkt den Röntgenfilm schwärzen oder durch Verstärkerfolien in sichtbares bzw. ultraviolettes Licht umgewandelt werden und so eine Schwärzung hervorrufen.

Prinzipiell werden die Filme in zwei große Gruppen eingeteilt:

- folienlose Filme
- Folienfilme

→ **Folienlose Filme**

Das Filmmaterial von Filmen, die ohne Folien eingesetzt werden, ist aufgrund des Aufbaus der Emulsionsschicht gegenüber der direkten Einwirkung von Röntgenstrahlen besonders empfindlich. Folienlose Filme haben einen erheblich höheren Silbergehalt. Dieser führt zu einer Vergrößerung des Anteils der absorbierten Strahlung. Da folienlose Filme nur als intraorale Zahnfilme zur Anwendung kommen, finden sie in der vorliegenden Arbeit keine weitere Beachtung.

→ Folienfilme

Die Folienfilme sind empfindlich gegen das Fluoreszenzlicht der Folien. Ihre Empfindlichkeit ist in diesem Bereich circa fünfmal so groß wie die der folienlosen Filme.

Das bedeutet, dass bei Verwendung eines folienlosen Films in einer Film-Folien-Kombination die Belichtungszeit verfünffacht werden muss.

Die Farbempfindlichkeit des Filmes und die Farbe des Folienlichtes müssen aufeinander abgestimmt werden (Brandt 1979).

Filmemulsionen werden deshalb durch den Zusatz von optischen Sensibilisatoren (organische Farbstoffe) auf das Spektrum des Folienlichtes sensibilisiert (Filmanpassung).

Demnach gibt es zwei Typen von Folienfilmen:

- blauempfindliche Filme für ultraviolettes und blaues Licht emittierende Folien
- grünempfindliche Filme für grünes Licht emittierende Folien.

Diese Unterscheidung ist sehr wichtig, denn die modernen Folien sind durch hochkomplexe Leuchtstoffe in der Lage, mit ihrer jeweiligen Lichtemission (grün, ultraviolett, blau) die Empfindlichkeitskurve eines Folienfilms in ihrer ganzen spektralen Breite zu erfassen (Braun 1998).

2.1.7. Aufbau von Röntgenfilmen

Übliche Röntgenfilme bestehen aus sieben Schichten, von denen jeweils drei doppelt vorkommen, so dass vier verschiedene Schichten abgrenzbar sind. (Abb. 3)

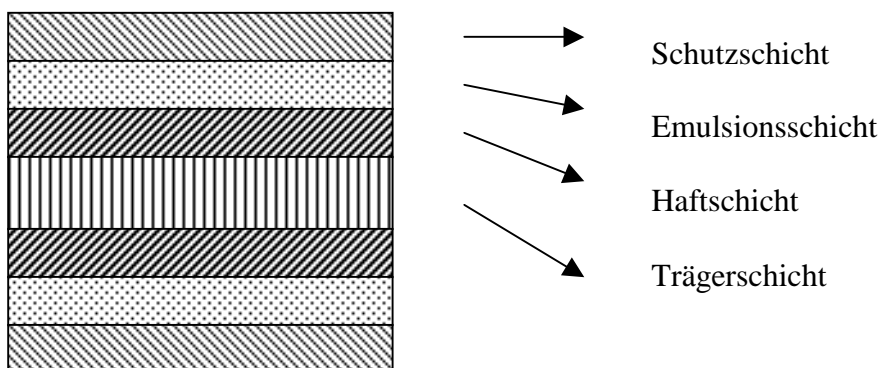


Abbildung 3: Aufbau eines doppelseitig begossenen Röntgenfilms

1. Schutzschicht

Sie dient dem Schutz vor mechanischen Einwirkungen und soll elektrostatische Aufladungen verhindern. Die Schicht besteht aus gehärteter Gelatine.

2. Emulsionsschicht

Diese Schicht ist die strahlen- bzw. lichtempfindliche Schicht des Röntgenfilms.

Sie besteht aus einer Dispersion von Silberhalogensalzen (Silberbromid, AgBr und Silberjodid, AgJ) und Gelatine. Die Schichtdicke beträgt bei Folienfilmen 5-10 μm und bei folienlosen Filmen 15-35 μm .

Der Silbergehalt der Folienfilme liegt bei 6-11 g / m^2 . Folienlose Filme haben einen erheblich höheren Silbergehalt von 20-28 g / m^2 .

Die Emulsion ist auf beiden Seiten des Filmes aufgetragen. Dadurch erhält man sogenannte doppelseitig begossene Filme. Durch die doppelseitige Beschichtung des Schichtträgers erzielt man eine doppelte Empfindlichkeit und Schwärzung, eine Kontrastzunahme und eine Beschleunigung der Entwicklungs-, Fixier- und Trocknungsvorgänge.

Bei den konventionellen Silberhalogenidkristallen handelt es sich um dreidimensionale Gebilde unregelmäßiger Form, die eine Würfel-, Kiesel- oder Oktaederform haben.

Die Anordnung der Silberkristalle ist chaotisch, ihre Verteilung und Größe völlig ungleichmäßig und die gesamte Oberfläche recht klein. Dies führt zu qualitativen Nachteilen bezüglich der Empfindlichkeit und der Abbildungsschärfe (Braun 1998).

Flache und tafelförmige Kristalle sind eine Neuentwicklung der Emulsionstechnik und werden als T-Grain-Technik bezeichnet. Ihre Dicke beträgt weniger als ein Zehntel ihres Durchmessers. Da sie mit ihrer flachen Seite parallel zur Unterlage liegen, erzeugen sie eine große Oberfläche. Ebenfalls moderne Emulsionen sind solche, die Kugelmikrokristalle sehr homogener Teilchengröße enthalten, welche sehr gleichmäßig verteilt sind (Braun 1998).

Da beide Techniken eine relativ große Oberfläche bewirken, haben solche Filmemulsionen eine höhere Absorptionsfähigkeit für einfallende Lichtquanten als bisherige Emulsionen. Durch erhöhte Photonenabsorption in den neuartigen Kristallen treten weniger Photonen durch die Emulsionen.

Mit Hilfe gezielter Behandlung (Reifung) mit Gold- und Schwefelverbindungen wird die Empfindlichkeit der Emulsion nochmals beträchtlich gesteigert. Die Verbindungen lagern sich an die Oberfläche der Kristalle, unterbrechen die Kristallstruktur und bilden Störstellen.

Die Störstellen werden Reifekeime genannt, an denen sich während der Bildentstehung metallisches Silber anlagert. Durch diese neuen Emulsionen werden sehr gute Detaillierbarkeit, hoher Kontrast und große Bildschärfe erreicht (Kodak 1999).

3. Haftschrift

Diese Schicht wird auch Substrat oder Präparation genannt und besteht aus Gelatine und Kunststoff. Sie gewährleistet ein festes Haften der Emulsionsschichten auf der Trägerschicht.

4. Trägerschicht

Sie besteht aus 140-200 µm dickem Polyesterzelluloseacetat, das blau (blue base film) oder farblos (clear base film) sein kann.

2.1.8. Der Einsatz von Film-Folien-Kombinationen in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik

Entsprechend den heutigen Anforderungen in der Zahnmedizin steht je nach klinischer Fragestellung sowohl der einzelne Zahn, als auch das Kauorgan als Gesamtorgan im Blickfeld zahnärztlicher Betrachtungen.

Panoramaaufnahmen und Panoramazusatzprogramme, Schädelaufnahmen sowie isolierte Unterkieferdarstellungen gehören u.a. zu den Mitteln der zahnärztlichen Röntgendiagnostik. Der Röntgenbefund erfordert ein kontrastreiches Röntgenbild bei optimaler Bildhelligkeit und möglichst geringer Strahlenexposition für Patient und Personal (Barth 1985).

Besonders bei Schädelaufnahmen müssen sehr dichte Strukturen, wie z.B. das Felsenbein, durchstrahlt werden. Hohe Strahlendosen bzw. lange Belichtungszeiten wären dazu notwendig. Eine geringe Strahlenexposition ist u.a. durch den Einsatz von Film-Folien-Kombinationen erreichbar.

Grundsätzlich werden Film-Folien-Kombinationen in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik für alle extraoralen Aufnahmen eingesetzt. Unter einer extraoralen Aufnahme versteht man eine Röntgenaufnahme der Zähne und Kiefer, bei welcher sich der Röntgenfilm und die Röntgenröhre außerhalb des Kopfes befinden.

Sollen größere Bereiche des Alveolarfortsatzes, bestimmte Kieferabschnitte, Kieferhöhlen, Kiefergelenke oder der gesamte Gesichtsschädel zur Darstellung kommen, sind extraorale Aufnahmen mit Film-Folien-Kombinationen indiziert.

Des Weiteren sind diese Aufnahmen angezeigt, um Ausdehnungen pathologischer Prozesse (cystische und tumoröse Raumforderungen) darzustellen oder Frakturen bzw. Traumata sichtbar zu machen.

Aufnahmen, die mit Film-Folien-Kombinationen in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik angefertigt werden, sind nachfolgend aufgeführt. Einige sollen anschließend prinzipiell angesprochen werden.

- Panoramaschichtaufnahmen und Panoramazusatzprogramme (Transversale Schichtaufnahme, Panorama-Gelenkprogramm, Mittelgesichtsdarstellung, Panorama-Frontprogramm)
- isolierte Unterkieferaufnahmen
- Schädelaufnahmen (Schädel p.-a. $0^\circ / 15^\circ$, Nasennebenhöhlen-, Orbita-, Gesichtsschädel-, Jochbogendarstellungen)
- Panoramavergrößerungsaufnahmen (PVA)
- Kontrastmitteluntersuchungen (funktionelle Sialographie, Arthrographie, Hypopharynx-Ösophagus-Passage)
- Thoraxübersichtsaufnahmen

→ **Panoramaschichtaufnahme (Pantomographie)**

Diese Aufnahme nimmt in der zahnärztlichen Praxis eine herausragende Position ein.

Das Aufnahmeverfahren wurde aus dem Prinzip der Tomographie entwickelt. Die Besonderheit besteht darin, dass mit Hilfe der Tomographie nur bestimmte Körperschichten dargestellt werden können (Schichttechnik). Während der Aufnahme bewegen sich Strahler und Film um die darzustellende Ebene, wobei die außerhalb dieser Schichtebene liegenden Strukturen verwischt werden.

Das Charakteristikum der zahnärztlichen Panoramaaufnahme besteht darin, dass es sich um ein Schlitzblendenverfahren handelt. Die Panoramaeinheit besitzt eine Primär- und eine Sekundärschlitzblende. Durch die Primärblende wird ein schmaler Nutzstrahlenkegel erzeugt. Mit Hilfe der Sekundärblende wird die Streustrahlung in Richtung des Filmes abgefangen.

Die Dicke der darzustellenden Schicht ist abhängig vom Schichtwinkel, welcher über die Primärblende bestimmt wird. Bei Winkelgrößen von $8-15^\circ$, wie bei der Pantomographie, ist die Schicht über 0,8 cm dick, so dass bei der Panoramaschichtaufnahme eine Zonographie vorliegt.

Während der Aufnahme wird die Film-Folien-Kombination entgegengesetzt zum Uhrzeigersinn an der Sekundärblende vorbeigeführt.

Aufgrund der gekrümmten Kieferform reicht zur Darstellung des gesamten Kieferbereiches ein einziges Drehzentrum nicht aus. Die heute eingesetzten Panoramaeinheiten werden durch einen Mikroprozessor gesteuert und dadurch fortlaufend und harmonisch um mehrere Drehzentren geführt. Die Drehzentren liegen hierbei nicht in der Abbildungsschicht. Um die gewünschten Strukturen trotzdem scharf darzustellen, wird der Effekt gleicher Geschwindigkeiten genutzt. Dabei erfolgt eine scharfe Abbildung der Strukturen, die in einem Bereich liegen, in dem die Geschwindigkeit zwischen Strahler und Filmebene identisch ist. Dies führt dazu, dass die Strukturen des abzubildenden Areals immer auf die gleiche Filmstelle projiziert und dadurch scharf dargestellt werden. Außerhalb der Darstellungsebene liegende Objekte werden mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten auf den Film projiziert und verwischt (Rother 2001).

→ **Panoramavergrößerungsaufnahme (PVA)**

Mit der Panoramavergrößerungsaufnahme werden Ober- und Unterkiefer getrennt panoramaartig zur Darstellung gebracht. Dies gelingt durch entsprechende Konfiguration der Anode und mit einem Winkel von 270° (Rother 2001). Sie stellt keine typische extraorale Aufnahme dar, da sich die Hohlanodenröhre im Mund des Patienten befindet. Außerdem handelt es sich nicht um eine Schichtaufnahme, sondern um eine Summationsaufnahme.

→ **Isolierte Unterkieferaufnahmen**

Hierzu gehören die Aufnahmen zur Darstellung des horizontalen Unterkieferbereiches und des Ramus mandibulae. Ein Einsatz erfolgt heute nur noch im Ausnahmefall.

→ **Schädelaufnahmen**

Schädelaufnahmen werden mit Mehrpulsgeneratoren angefertigt. Man unterscheidet, ausgehend von der Richtung des Strahlenganges, die Aufnahmen im sagittalen (Schädel pa 15° , Schädel pa 0° , Nasennebenhöhlenaufnahme, Orbitaübersicht), frontalen (seitlicher Gesichtsschädel, Fernröntgenaufnahme) und axialen Strahlengang (Gesichtsschädel axial). Die Aufnahmen werden u.a. benötigt, um traumatologische, onkologische und postoperative Fragestellungen zu klären sowie zur Darstellung der zweiten Ebene und zur Fremdkörperlokalisation.

Auch mit Panoramageräten können mit Hilfe von Zusatzprogrammen bestimmte Aufnahmen des Schädels (Fernröntgenseitenaufnahme, Nasennebenhöhlendarstellung) realisiert werden.

Hierbei handelt es sich aber wiederum nur um die Darstellung einer ganz bestimmten Schicht, wie dies auch bei der klassischen Panoramafilmaufnahme geschieht.

→ **Kontrastmitteluntersuchungen**

In diese Gruppe gehören u.a. die Kiefergelenk-Arthrographie, die funktionelle Sialographie und die Hypopharynx-Ösophagus-Passage. In diesem Bereich kommen ebenfalls Film-Folien-Kombinationen zum Einsatz, die zur Darstellung verschiedener Funktionsphasen der betreffenden Region dienen (Rother 2001).

Alle genannten Aufnahmen werden mit Film-Folien-Kassetten-Kombinationen verschiedener Formate gemacht (u.a. 13 x 18, 18 x 24, 15 x 30, 20 x 40, 30 x 40cm).

Eine Besonderheit zeigt die Panoramavergrößerungsaufnahme, da hier flexible Kassetten verwendet werden, die der Gesichtsform angebogen werden.

2.2. Die digitale Panoramatechnik

Ein Bild zu digitalisieren bedeutet, es in kleine Teilflächen (Bildpunkte, Pixel = Picture element) zu zerlegen und die mittlere Helligkeit und ggf. Farbe dieser Teilflächen in Zahlen zu beschreiben (Künzel 1995). Die Bildwiedergabe erfolgt auf einer Matrix, die aus horizontal angeordneten Zeilen und vertikal verlaufenden Spalten besteht. Die entstehenden Einzelbausteine der Matrix sind die obengenannten Pixel (Picture element).

Je mehr Pixel bestehen, umso größer ist der Informationsgehalt des digitalen Bildes.

Jedem Pixel wird ein digitaler Zahlenwert zugeordnet (Kaeppler 1996). Die digitalen Zahlenwerte werden einem Computer zugeführt, der sie mit Rechenprogrammen bearbeitet.

Digitale Röntgenbilder entstehen durch Digitalisierung analoger Bildinformationen oder über die primäre Sensortechnik. Bei der Digitalisierung analoger Bildinformationen gilt es zwei Verfahren zu unterscheiden, nämlich die digitale Film-Radiographie und die digitale Bildverstärker-Radiographie. Beide Verfahren kommen jedoch in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik kaum zur Anwendung und werden deshalb hier nicht besprochen.

Im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich sind im Rahmen der primären Sensortechnik folgende digitale Verfahren bekannt:

- Indirekte Radiographie
- Direkte Radiographie
- Lumineszenz-Radiographie

Alle genannten Verfahren werden in der intraoralen Diagnostik eingesetzt. Für die Panoramatechnik jedoch kommen nur die indirekte und die Lumineszenz-Radiographie zur Anwendung. Grundsätzlich sei angemerkt, dass Röntgenquelle und Mechanik der digitalen Panoramageräte gegenüber dem konventionellen Verfahren nicht verändert sind und eine problemlose Umstellung von konventioneller auf digitale Technik möglich ist.

2.2.1. Indirekte Radiographie

Kernstück dieser Technik ist ein lichtempfindlicher Sensor, der sich anstelle des Kassettenhalters mit Film-Folien-Kombination am Gerät befindet. Die Daten werden über Kabelverbindungen einem Rechner zugeführt.

Im Sensor wandelt eine Leuchtfolie (lumineszenzfähiges Medium) die auftreffende Röntgenstrahlung in sichtbares Licht um.

Das Licht trifft auf einen lichtempfindlichen CCD-Chip (Charge-Coupled-Device), der selbiges in elektrische Signale transformiert. Die elektrischen Signale werden digitalisiert und durch einen Rechner zu einem Monitorbild verarbeitet.

Die ersten Sensoren der indirekten Radiographie verfügten über eine zweidimensionale Bleiglasfaseroptik mit der das Licht auf den CCD-Chip projiziert wurde.

Die Nachteile lagen in Übertragungsverlusten, Zeichenunschärfen im Randbereich und erhöhtem Platzbedarf im Gerät. In den heute verwendeten Sensoren ist die Folie dem CCD-Chip aufgedampft und die Optik nicht mehr nötig. Eine Steigerung der Lichtausbeute ist möglich, wenn statt der Verstärkerfolie Cäsiumjodid (CsJ) als Leuchtstoff Verwendung findet (Rother 2001).

Die Sensoren werden charakterisiert durch die Größe ihrer Messzellen, der Pixelanzahl, ihrer Aufteilung auf die Sensorfläche und die Sensorgröße.

2.2.2. Lumineszenz-Radiographie

Bei der digitalen Lumineszenz-Radiographie nimmt statt des herkömmlichen Röntgenfilms die Speicherfolie das Röntgenbild auf.

Diese Speicherfolien emittieren nicht sofort Licht, sondern die Information wird in Form eines latenten Bildes gespeichert. Die Speicherfolie ist mit einer Bariumfluoridhalid-Kristallschicht belegt, welche eine starke Photolumineszenz zeigt. Die Kristalle sind mit zweiwertigem Europium dotiert (BaFBr:Eu^{2+}) (Rother 2001).

Die auf die Speicherfolie auftreffenden Röntgenquanten bewirken, dass die Valenzelektronen des Europiums auf ein höheres Energieniveau gehoben werden und durch Energiehaftstellen (sog. Traps) im Leitungsband vorübergehend fixiert werden.

Dieses Strahlenrelief kann als latentes Bild über eine gewisse Zeit gespeichert werden. Umgebungslicht würde das latente Bild der Folie löschen. Die Auslesung der Speicherfolie erfolgt in einem Lesegerät. Hierbei wird die Folie mit einem Helium-Neon-Laserstrahl systematisch abgetastet.

Durch die Energie des Laserstrahls kommt es in den Bereichen mit höherem Energieniveau zu Entladungen, so dass die angeregten Elektronen unter Lichtemission in ihren energetischen Grundzustand zurückkehren. Die Lichtintensität wird über einen Photomultiplier gemessen und in elektrische Signale umgewandelt, die durch den Rechner zu einem Monitorbild verarbeitet werden. Nach dem Auslesen müssen die Folien auf einem Leuchtkasten circa 2 Minuten gelöscht werden.

Die Folien können für mehrere tausend Aufnahmen verwendet werden, da die empfangene Strahlung die Speicherfolien nicht verbraucht.

Die Speicherfolien befinden sich bei den extraoralen Aufnahmeverfahren, wie bei der konventionellen Technik, in Kassetten. Das Auslesen geschieht in einer gemeinsamen Leseinheit für intra- und extraorale Aufnahmen (z.B. DenOptix, Gendex).

2.2.3. Direkte Radiographie

Das Prinzip der direkten Radiographie ist gegenwärtig sowohl für die digitale intraorale Aufnahmetechnik als auch für die digitale Panoramatechnik von untergeordneter Bedeutung. Hierbei kommt ein röntgenempfindlicher HD- (High-Density) Sensor mit CCD-Kristall zum Einsatz, der Zwischenträger (Folie) entfällt (Wenzel 1995).

Die Weiterverarbeitung der elektrischen Signale entspricht dem Prinzip der indirekten Radiographie.

Der Nachteil ist, dass die CCD-Chips durch die Röntgenstrahlung beschädigt werden und eine geringere Empfindlichkeit besitzen (Rother 2001).

2.3. Das Dosisflächenprodukt (Syn. Flächendosisprodukt)

Das Dosisflächenprodukt ist eine in der Röntgendiagnostik verwendete dosimetrische Größe zur Abschätzung der Strahlenexposition des Patienten.

Wie sein Name andeutet, ist es das Produkt aus einer Dosis und einer Fläche.

Genauer gesagt, ist es das Produkt aus der Dosis innerhalb des Nutzstrahlenbündels und dessen Querschnittsfläche an derselben Stelle (Definition: Flächenintegral der Einfalldosis über den Querschnitt des Nutzstrahlenbündels).

Es wird also die Einblendung miterfasst, d.h., dass es auf den Fokusabstand, in dem das Dosisflächenprodukt gemessen wird, praktisch nicht ankommt. Die Ermittlung des Dosisflächenproduktes erfolgt in der Film- bzw. Sensorebene.

Das Dosisflächenprodukt gibt einen Wert an, der im diagnostischen Spannungsbereich einer Röntgenaufnahme, der vom Patienten aufgenommenen Energie entspricht.

Dieser Wert gibt die Energiedosis im Nutzstrahlenfeld an.

Es ist wichtig, darauf zu achten, dass ein bestimmtes Dosisflächenprodukt z.B. einer Nierenuntersuchung nicht mit dem einer Gallenuntersuchung verglichen wird.

Vergleichen kann man nur Dosisflächenprodukte der gleichen Untersuchungsart bzw. Körperregion. Die übliche Maßeinheit ist das Gray (Gy) x cm².

3. Material und Methode

3.1. Die getesteten Film-Folien-Kombinationen

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Film-Folien-Kombinationen des Formates 15 x 30 cm von Kodak genutzt.

Wir verwendeten Film-Folien-Systeme der Empfindlichkeitsklassen 200 und 400.

Als Filmmaterial kam der T-MAT L / RA Dental Film zum Einsatz. Dieser Film zur Anfertigung von Panoramaschichtaufnahmen weist beidseitig eine Filmemulsion der T-Grain-Technik auf (siehe Seite 12). Außerdem besitzt er im grünen Spektralbereich seine größte Empfindlichkeit.

Um die Empfindlichkeitskurve dieses Röntgenfilms in der gesamten spektralen Breite zu erfassen, verwendeten wir Folien, die grünes Licht emittierten.

Farbempfindlichkeit des Filmes und Farbe des Folienlichtes wurden also aufeinander abgestimmt (Filmanpassung) (Maurer 1985).

Bei den Folien handelte es sich bei den 200er Systemen um die Kodak Lanex Medium screens und bei den 400er Systemen um die Kodak Lanex Regular screens. Die Kodak Lanex Medium und Regular Folien zeichnen sich durch hohe Verstärkung und eine Zeichenschärfe von 7,6 Linienpaaren / mm bzw. 6,2 Linienpaaren / mm aus (Kodak 1999).

Der Einsatz aufeinander abgestimmter Filme und Folien ermöglicht höchste Empfindlichkeitswerte und eine niedrige Strahlenexposition des Patienten.

3.2. Die konventionelle sowie digitale Panoramaeinheit und die Belichtungsparameter

Die Untersuchungen wurden mit einer digitalen und konventionellen Panoramaeinheit des Types Orthophos der Firma Sirona (Bensheim) durchgeführt. Röntgenquelle und Mechanik beider Panoramaschichtgeräte weisen keine Unterschiede auf.

Die Schichtführungen der verschiedenen Aufnahmeprogramme verlaufen bei beiden Geräten exakt gleich (Hassfeld 1997).

→ **Die konventionelle Panoramaeinheit – Orthophos Plus**

Das konventionelle Gerät vom Typ Orthophos Plus hat an Stelle des digitalen Sensors einen Transportschlitten zur Aufnahme der Kassette mit dem Film-Folien-System des Formates 15 x 30 cm.

→ **Die digitale Panoramaeinheit – Orthophos Plus DS**

Das digitale Gerät vom Typ Orthophos Plus DS basiert auf dem Prinzip der indirekten digitalen Radiographie. Ein lichtempfindlicher CCD-Chip transformiert das Licht in elektrische Signale, die nach der Digitalisierung dem Rechner zugeführt werden.

Die Außenabmessungen des Sensors betragen 280 x 120 x 35 mm. Die Bildebene weist für Panoramaaufnahmen eine aktive Fläche von 138 x 5,9 mm auf. Hierbei beträgt die physikalische Bildpunktgröße (Pixelgröße) 0,09 mm (Sirona Dental Systems 1998).

Die mitgelieferte Hardware besteht aus einem Siemens-Nixdorf-Personal-Computer mit eingebautem Pentium II-Prozessor mit 450 MHz Taktfrequenz, 64 Megabyte Arbeitsspeicher und einer 6 Gigabyte Festplatte.

Es wurde das Betriebssystem Windows 95 Release C verwendet.

Neben einem 3,5 Zoll Diskettenlaufwerk ist ein magnetoptisches Laufwerk integriert.

Es stand ein 17 Zoll Farbmonitor zur Verfügung. Die Auflösung am Bildschirm beträgt 1024 x 768 Pixel. Die Bilder werden auf der Festplatte und auf einer magnetoptischen Platte zur Archivierung gespeichert.

Der Ausdruck der Bilder ist jederzeit möglich, allerdings hängt die Bildqualität stark vom verwendeten Drucker ab. Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Tintenstrahldrucker des Types Epson Stylus 800 eingesetzt. Die Software entspricht der bekannten windowsbasierenden Sidexis Software des digitalen Zahnfilmsystems der Firma Sirona.

Zahlreiche Möglichkeiten der Bildnachbearbeitung stehen zur Verfügung. Neben Vergrößern, Verkleinern und Lupenfunktion können Reliefdarstellung, Pseudofarbdarstellung, Kontrast- und Helligkeitsveränderung genutzt werden. Allerdings bleibt das Originalbild erhalten und wird sofort gespeichert.

→ **Die Belichtungsparameter**

Sowohl bei der konventionellen als auch bei der digitalen Panoramaeinheit erfolgt die Wahl der Belichtungsparameter (Stromstärke in Milliampere, mA und Spannung in Kilovolt, kV) am sogenannten Multitimer. Dies ist eine Bedieneinheit, die über ein Spiralkabel mit dem Gerät verbunden ist.

Es besteht die Möglichkeit, am Multitimer vier fest programmierte Kombinationen von Stromstärke und Spannung auszuwählen. Dabei sind vom Hersteller die unterschiedlichen Konstitutionstypen und Altersgruppen der Patienten berücksichtigt worden.

Folgende Kombinationen sind möglich:

• Konventionelle Panoramaeinheit:	62 kV / 16 mA	69 kV / 15 mA
	64 kV / 16 mA	73 kV / 15 mA
• Digitale Panoramaeinheit:	64 kV / 08 mA	71 kV / 08 mA
	66 kV / 08 mA	77 kV / 07 mA

Eine andere Auswahlmöglichkeit der Belichtungsparameter besteht darin, Stromstärke und Spannung variabel und individuell auf den Patienten abzustimmen und dies mittels Tastenfunktionen am Multitimer einzustellen. Beim konventionellen Pantomographen ist die Spannung zwischen 60 und 90 kV und die Stromstärke zwischen 3 und 16 mA frei wählbar. Die digitale Röntgeneinheit weist einen identische Spannungsbereich auf.

Der Röhrenstrom lässt Einstellungen zwischen 3 und 8 mA zu.

3.3. Filterfunktionen

Bei der Erzeugung von Röntgenstrahlung entsteht ein ganzes Spektrum an Strahlung unterschiedlicher Wellenlänge und demnach Energiegehalt.

Für diagnostische Zwecke ist es aber wichtig, dass die Gesamtheit der Strahlen möglichst homogen und vor allem kurzwellig ist. Kurzwellige Strahlung (hohe Frequenz) zeichnet sich durch einen hohen Energiegehalt und dementsprechend durch eine große Durchdringungsfähigkeit aus. Langwellige Strahlung (niedrige Frequenz) hingegen ist wesentlich energieärmer und kann Materie nicht so gut durchdringen. Aus diesem Grund ist die Verweildauer der langwelligen, energieärmeren Strahlung im Körper deutlich länger und die Gefahr der Gewebeschädigung größer.

Außerdem verstärkt diese Strahlungsart die Streustrahlung im Gewebe und mindert so die Bildqualität. Man ist daher aus Gründen des Strahlenschutzes und der Bildqualität bestrebt, diese überflüssige langwellige Strahlung zu eliminieren.

Die verwendeten Panoramaeinheiten haben serienmäßig eine Gesamtfiltration von 2,5 mm Dicke eingebaut, die sich u.a. aus einem Aluminiumfilter, einer Ölschicht und Glas zusammensetzt.

Die Stärke der Gesamtfiltration beträgt bei Geräten mit einer Röhrenspannung bis 70 kV 1,5 mm und bei Geräten mit mehr als 70 kV 2,5 mm.

Beim Passieren der Röntgenstrahlung kommt es durch die Filtration zur Aufhärtung der Strahlung. Das bedeutet, dass die langwellige, energieärmere Strahlung herausgefiltert wird und nur die energiereiche, kurzwellige, harte Strahlung den Patienten erreicht.

Im Rahmen dieser Arbeit verwendeten wir zusätzlich zur eingebauten Gesamtfiltration verschiedene Zusatzfilter. Es handelte sich hierbei um einen reinen Kupferfilter (0,1 mm) und zwei Kupfer-Aluminium-Mischfilter (0,06 mm und 0,5 mm bzw. 0,03 mm und 0,5 mm), die uns freundlicherweise von Herrn H. Schöfer zur Verfügung gestellt wurden (Hans Schöfer, Diplom Physiker, Bayerisches Landesamt für Arbeitsschutz, Arbeitsmedizin und Sicherheitstechnik, Pfarrstrasse 3, 80538 München).

Da Kupfer eine hohe Eigenstrahlung besitzt, ist zur Abschwächung dieser Strahlung der Aluminiumanteil in den Filter eingebaut.

Die Zusatzfilter wurden auf der Primärblende, also der Gesamtfiltration nachgeschaltet, mittels Gummiband fixiert. Die durch die obligatorische Filtration aufgehärtete Röntgenstrahlung ist dadurch nochmals gefiltert worden. Hierbei ging es darum, zu zeigen, welche Einflüsse die einzelnen Zusatzfilter auf die Strahlenexposition des Patienten und die Bildqualität haben.

3.4. Die Ermittlung des Dosisflächenproduktes

Zur Ermittlung des Dosisflächenproduktes bei Panoramaaufnahmegeräten muss das Dosisflächenprodukt des von der Primärblende des Strahlers erzeugten Strahlenfächers gemessen werden. Messkammern mit geeigneten Abmessungen und ausreichender Empfindlichkeit, die direkt auf dem Strahler angebracht werden können, gab es zum Zeitpunkt unserer Untersuchungen nicht.

Eine einfache Möglichkeit zur Ermittlung des Dosisflächenproduktes besteht darin, das Dosislängenprodukt und die Länge des Strahlenfächers zu bestimmen. Beide Größen sind an der Sekundärblende des Aufnahmesystems leicht zu ermitteln.

Beim Dosislängenprodukt handelt es sich ebenfalls um eine in der Röntgendiagnostik verwendete dosimetrische Größe zur Abschätzung der Strahlenexposition (Definition: Längs einer Achse zum fächerförmigen Nutzstrahlenbündel integriertes Dosisprofil in einem definierten Abstand vom Fokus). Diese Größe verhält sich direkt proportional zum Dosisflächenprodukt. Die Messung des Dosislängenproduktes geschieht durch geeignete Geräte wie das Diagnostikdosimeter dido/time 22 TE von Quart (Abb. 4).



Abbildung 4: Diagnostikdosimeter dido/time 22 TE von Quart zur Ermittlung des Dosislängenproduktes

Die Länge des Strahlenfächers kann an einem beliebigen Patientenbild bestimmt werden. Der Abstand zwischen Ober- und Unterkante des geschwärzten Bereiches einer Patientenaufnahme ist die Länge des Strahlenfächers. Diese Größe ist eine Gerätekonstante und muss daher nur einmal bestimmt werden.

Aus beiden Werten, Dosislängenprodukt und Länge des Strahlenfächers, kann durch Multiplikation das Dosisflächenprodukt bestimmt werden (Abb. 5).

Aus diesem einfachen mathematischen Zusammenhang ist ersichtlich, dass sich das Dosisflächenprodukt direkt proportional zum Dosislängenprodukt verhält. Dies bedeutet, dass eine Umrechnung von Dosislängenprodukt zum Dosisflächenprodukt nicht notwendig ist, da bei Kenntnis des Dosislängenproduktes Aussagen über die Höhe des Dosisflächenproduktes möglich sind.

$$\begin{array}{l} \text{Dosisflächenprodukt} = \text{Dosislängenprodukt} \times \text{Länge des Strahlenfächers} \\ \text{[Gy} \times \text{cm}^2\text{]} \qquad \qquad \qquad \text{[Gy} \times \text{cm}\text{]} \qquad \qquad \qquad \text{[cm]} \end{array}$$

Abbildung 5: Formel zur Berechnung des Dosisflächenproduktes

3.5. Untersuchungsaufbau und Zeitraum

In einem Zeitraum von 12 Monaten (Juni 1999 bis Juni 2000) wurden in der Abteilung für Röntgendiagnostik der Universitätsklinik und -poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten am Universitätskrankenhaus Hamburg-Eppendorf konventionelle und digitale Panoramaschichtaufnahmen angefertigt.

Für beide Röntgenverfahren konnten Panoramaeinheiten des Types Orthophos von der Firma Sirona genutzt werden.

Zur Ermittlung des Dosislängenproduktes, welches sich direkt proportional zum Dosisflächenprodukt verhält, wurde das Diagnostikdosimeter zur Qualitätssicherung in der Röntgenologie, „dido/time 22 TE“, der Firma Quart verwendet.

Es besteht aus einer Messsonde mit Detektor und dem eigentlichen Dosimeter, beides verbunden über ein Kabel.

Dieses Gerät ist in der Lage, das Dosislängenprodukt in mGy x cm und die Strahlzeit in Sekunden sowie die Dosis in mGy auf seinem Display anzuzeigen.

Für unsere Untersuchungen wurden nur das Dosislängenprodukt und die Strahlzeit ermittelt.

Die geröntgten Patienten wurden nicht gezielt selektiert, sie entsprechen dem gesamten Spektrum einer Zahn-Mund- und Kieferklinik. Das heißt, es wurden Aufnahmen zu folgenden klinischen Fragestellungen angefertigt:

- Frakturdiagnostik
- Präoperative Planungen
- Postoperative Verlaufskontrolle
- Entzündungs- und Geschwulstdiagnostik
- Prothetische Planungen
- Kieferorthopädischen Fragestellungen
- Altersbestimmungen

→ **Ermittlung des Dosislängenproduktes bzw. des Dosisflächenproduktes**

Das Verfahren zur Ermittlung von Dosislängenprodukt und Belichtungszeit ist für die digitale und konventionelle Panoramaeinheit identisch.

Nach Anfertigung der Patientenaufnahme wurde die Messsonde des Dosimeters beim konventionellen Pantomographen etwa in der Mitte der Sekundärblende und beim digitalen Pantomographen etwa in der Mitte des digitalen Sensors mit Klebeband fixiert (Abb. 6).

Bei Aufnahmen mit Zusatzfilterung ist der jeweilige Filter mit Hilfe eines Gummibandes so auf der Primärblende fixiert worden, dass er diese vollständig abdeckte (Abb. 7).

Die Belichtungsparameter (Kilovolt-kV und Milliampere-mA) der Patientenaufnahme wurden nicht verändert.

Nachdem alle strahlenabsorbierenden Bestandteile aus dem Strahlengang entfernt worden waren, konnte die Strahlenexposition durchgeführt werden. Danach wurden die Werte für das Dosislängenprodukt und die Belichtungszeit aus dem Display des Diagnostikdosimeters entnommen.

Eine Umrechnung zum Dosisflächenprodukt ist ohne Probleme mit der auf Seite 25 dargestellten Formel möglich, muss aber aufgrund des direkt proportionalen Zusammenhangs nicht durchgeführt werden.

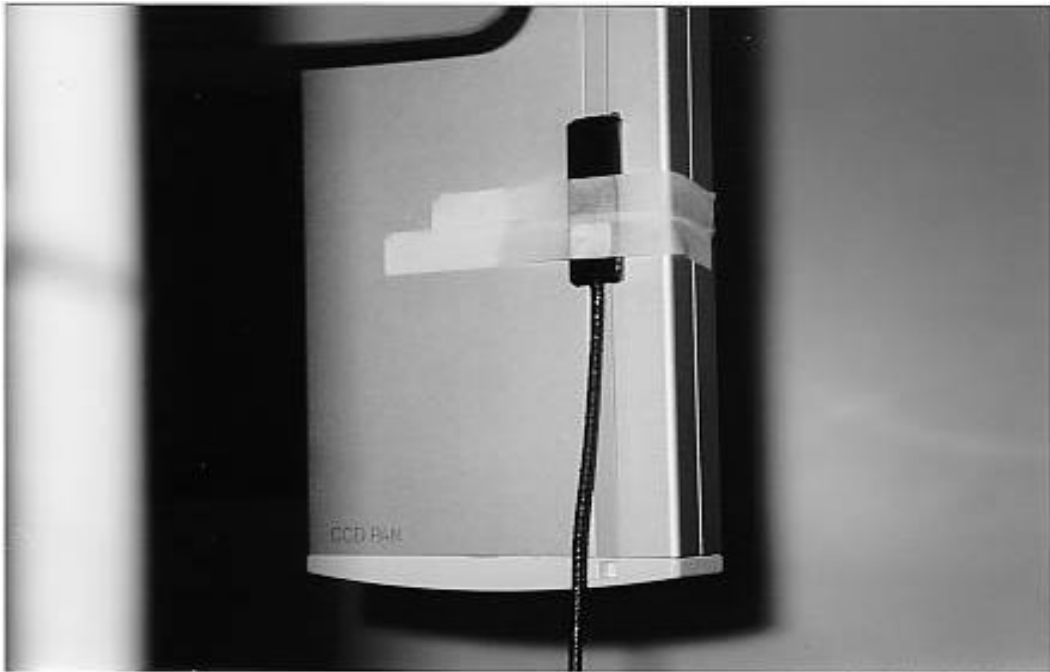


Abbildung 6: Positionierung der Messsonde des Diagnostikdosimeters in der Mitte des digitalen Sensors der digitalen Panoramaeinheit

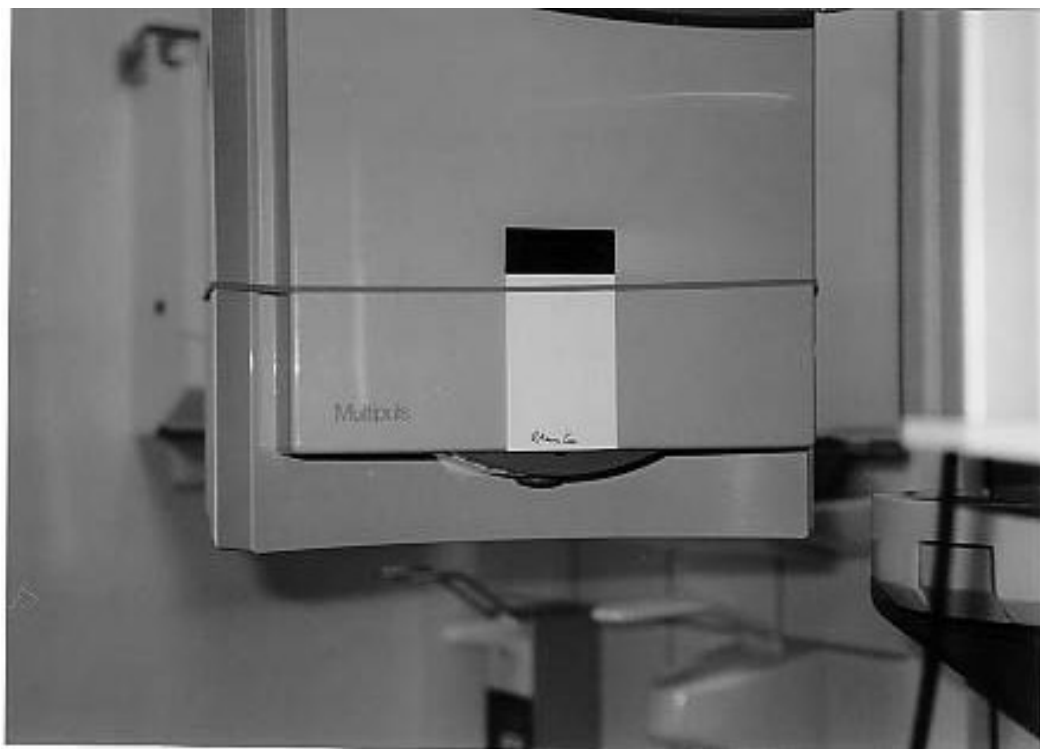


Abbildung 7: Positionierung des Filters auf der Primärblende bei Anfertigung von Filteraufnahmen

→ **Konventionelle Aufnahmen**

Die Erstellung der konventionellen Aufnahmen erfolgte mit 200er und 400er Film-Folien-Kombinationen der Größe 15 x 30 cm unter folgenden Aufnahmebedingungen (Tab. 1).

Tabelle 1: Vergleich der Aufnahmebedingungen für konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen

Aufnahmebedingungen für konventionelle Panoramaschichtaufnahmen	
Filterlose Aufnahmen	Filteraufnahmen
fest programmierte Belichtungsparameterkombinationen (hohe mA-Werte)	0,1 mm Kupferfilter 0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter
veränderte Belichtungsparameter (möglichst niedrige mA-Werte)	0,03 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter

Bei 200er und 400er Film-Folien-Systemen wurde unter analogen Bedingungen verfahren.

Insgesamt konnten 203 konventionelle Röntgenbilder erstellt werden. Davon entfielen 108 auf die 200er Film-Folien-Kombination (Tab. 2) und 95 auf die 400er Film-Folien-Kombination (Tab. 3).

Mit 200er Film-Folien-Kombinationen wurden Aufnahmen von insgesamt 53 männlichen sowie 39 weiblichen Patienten und 16 Kindern angefertigt, die sich auf die in Tabelle 2 aufgeführten Aufnahmekategorien aufteilen. Das Durchschnittsalter betrug 36,2 Jahre, der älteste Patient war zum Zeitpunkt der Aufnahme 73 Jahre, der jüngste 9 Jahre alt.

Tabelle 2: Verteilung der konventionellen Panoramaschichtaufnahmen mit 200er Film-Folien-System auf die verschiedenen Aufnahmekategorien

Aufnahmekategorien für konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er Film-Folien-System					
	filterlos mit fest programmierten Belichtungsparameterkombinationen (hohe mA-Werte)	filterlos mit veränderten Belichtungsparametern (niedrige mA-Werte)	0,1 mm Kupferfilter	0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter	0,03 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter
Anzahl der Aufnahmen	27	24	14	20	23
Gesamtanzahl	108				

Mit 400er Film-Folien-Kombinationen wurden insgesamt 95 Röntgenbilder von 47 männlichen sowie 35 weiblichen Patienten und 13 Kindern angefertigt, die sich auf die in Tabelle 3 aufgeführten Kategorien aufteilen. Das Durchschnittsalter betrug 40,4 Jahre, der älteste Patient war zum Zeitpunkt der Aufnahme 87 Jahre, der jüngste 9 Jahre alt.

Tabelle 3: Verteilung der konventionellen Panoramaschichtaufnahmen mit 400er Film-Folien-System auf die verschiedenen Aufnahmekategorien

Aufnahmekategorien für konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 400er Film-Folien-System					
	filterlos mit fest programmierten Belichtungsparameterkombinationen (hohe mA-Werte)	filterlos mit veränderten Belichtungsparametern (niedrige mA-Werte)	0,1 mm Kupferfilter	0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter	0,03 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter
Anzahl der Aufnahmen	27	18	14	21	15
Gesamtanzahl	95				

→ **Digitale Aufnahmen**

Die digitalen Aufnahmen wurden nach dem Prinzip der indirekten digitalen Radiographie unter folgenden Aufnahmebedingungen angefertigt (Tab. 4).

Tabelle 4: Aufnahmebedingungen für digitale Panoramaschichtaufnahmen

Aufnahmebedingungen für digitale Panoramaschichtaufnahmen	
Filterlose Aufnahmen	Filteraufnahmen
fest programmierte Belichtungsparameterkombinationen	0,1 mm Kupferfilter 0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter

Im Rahmen der digitalen Röntgenaufnahmen wurde festgelegt, dass nur einer der beiden Kupfer-Aluminium-Mischfilter (0,06 mm Kupfer und 0,5 mm Aluminium) zum Einsatz kommen soll, da sie sich nur gering in ihrer Filterleistung unterscheiden (Tab. 4 u. 5).

Insgesamt wurden 74 digitale Aufnahmen von 36 männlichen und 30 weiblichen Patienten sowie 8 Kindern erstellt (Tab. 5).

Das Durchschnittsalter betrug 37,4 Jahre, der älteste Patient war zum Zeitpunkt der Aufnahme 72 Jahre, der jüngste 6 Jahre alt.

Tabelle 5: Verteilung der digitalen Panoramaschichtaufnahmen auf die verschiedenen Aufnahmekategorien

Aufnahmekategorien für digitale Panoramaschichtaufnahmen			
	filterlos mit fest programmierten Belichtungsparameterkombinationen	0,1 mm Kupferfilter	0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter
Anzahl der Aufnahmen	28	22	24
Gesamtanzahl	74		

→ **Zusammenfassung der Aufnahmekategorien für konventionelle und digitale Panoramatechnik (Tab. 6)**

Insgesamt wurden im Rahmen dieser Arbeit 277 Röntgenaufnahmen mit der digitalen und konventionellen Panoramatechnik angefertigt, die sich, wie in Tabelle 6 dargestellt, auf die verschiedenen Aufnahmekategorien aufteilen.

Tabelle 6: Verteilung der digitalen Panoramatechnikaufnahmen und konventionellen Panoramatechnikaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen auf die verschiedenen Aufnahmekategorien

Aufnahmekategorien für digitale Panoramatechnikaufnahmen und Panoramatechnikaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen					
	filterlos mit fest programmierten Belichtungsparameterkombinationen (hohe mA-Werte)	filterlos mit veränderten Belichtungsparametern (niedrige mA-Werte) (nur konventionelle Technik)	0,1 mm Kupferfilter	0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter	0,03 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter (nur konventionelle Technik)
Anzahl der Aufnahmen	82	42	50	65	38
Gesamtanzahl	277				

Alle konventionellen Aufnahmen wurden nach der Strahlenexposition ordnungsgemäß in der Dunkelkammer entwickelt. Dieser Schritt entfällt bei der digitalen Radiographie.

Anschließend erfolgte am Röntgenbetrachtungsschirm bzw. am Monitor eine Befundung gemäß der klinischen Fragestellung durch einen Radiologen und drei Zahnärzte.

Eine genaue Bewertung der Bildqualität mittels eines Instrumentes (z.B. ROC-Studie) wurde nicht vorgenommen, da der Schwerpunkt der Arbeit darin lag, zu ermitteln, welchen Einfluß Film-Folien-Systeme verschiedener Empfindlichkeitsklassen, Zusatzfilter und digitale Technik auf die Strahlenexposition haben. Statt dessen sind die Eindrücke des Betrachters bezüglich der Bildqualität bei der Befundung der Panoramaaufnahme schriftlich festgehalten worden. Alle 277 Röntgenbilder sind aufgrund einer klinischen Fragestellung angefertigt worden und ließen die Beantwortung dieser Fragestellung ohne Probleme zu.

4. Ergebnisse

Da, wie auf Seite 25 bereits besprochen, das Dosisflächenprodukt direkt proportional zum Dosislängenprodukt ist und das Diagnostikdosimeter die letztere Größe misst, ist diese in den nachfolgenden Tabellen und Erläuterungen als Ausdruck der Strahlenexposition aufgeführt.

4.1. Der Einfluß der verschiedenen Film-Folien-Kombinationen und der digitalen Panoramatechnik auf das Dosisflächenprodukt

In dieser Aufnahmekategorie wurden die Röntgenaufnahmen mit den an der konventionellen bzw. digitalen Panoramaeinheit fest programmierten Belichtungsparameterkombinationen durchgeführt.

Hierbei ist es möglich, am Gerät verschiedene Kombinationen von Stromstärke (Röhrenstrom in Milliampere, mA) und Spannung (Röhrenspannung in Kilovolt, kV) zu wählen. Diese Auswahl ermöglicht, die unterschiedlichen Konstitutionstypen und das Alter des Patienten zu berücksichtigen. Allerdings arbeitet die von uns genutzte konventionelle Panoramaeinheit (Orthophos Plus) bei Verwendung der fest programmierten Belichtungsparameterkombinationen mit recht hohen mA-Werten (15-16 mA), die zu einer intensiven Strahlenexposition führen (Tab. 7).

Dies ermöglicht aber gleichzeitig einen Vergleich mit der Strahlenexposition bei Anwendung der digitalen Technik sowie bei Nutzung von niedrigen mA-Werten, wie wir sie in der Kategorie der veränderten Belichtungsparameter verwendeten.

In diesem Abschnitt der Arbeit sollte vor allem untersucht und gezeigt werden, welchen Einfluß die verschiedenen Film-Folien-Kombinationen (Empfindlichkeitsklasse 200 und 400) und die digitale Panoramatechnik auf die Strahlenexposition haben.

In wenigen Fällen mussten die Werte für Röhrenstrom und Röhrenspannung variiert werden, wenn mit den programmierten Belichtungsparameterkombinationen keine geeignete Einstellung möglich war.

4.1.1. Konventionelle Panoramaschichtaufnahmen ohne Zusatzfilter mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen

Die filterlosen Aufnahmen mit dem 200er und 400er Film-Folien-System sind gekennzeichnet durch große Klarheit. Sie zeigen eine gleichmäßige Schwärzung mit einem sehr geringen Grauschleier. Die Erkennbarkeit feinsten Strukturen (Zeichenschärfe) und der Kontrast der Röntgenbilder sind bei beiden Systemen sehr gut, wobei insbesondere der Kontrast bei dem 200er Film-Folien-System noch etwas besser ist (Abb. 8).



Abbildung 8: Konventionelle Panoramaaufnahme mit 200er Film-Folien-System ohne Zusatzfilter mit programmierten Belichtungsparameterkombinationen (hohe mA-Werte)

Die Aufnahmen dieser Kategorie sind zweifellos von sehr hohem Wert für diagnostische Problemstellungen.

Als gravierender Nachteil der filterlosen Aufnahmen ist die hohe Strahlenexposition, ausgedrückt durch das Dosislängenprodukt, anzusehen (Tab. 7).

Tabelle 7: Vergleich des durchschnittlichen Dosislängenproduktes für konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen ohne Zusatzfilter

		200er Film-Folien-System	400er Film-Folien-System
Belichtungsparameter	mA	15-16	16
	kV	62-69	62-66
Durchschnittswerte Dosislängenprodukt in mGy x cm, Standardabweichung S_D in Klammern	männlich	6,62 (0,37)	6,38 (0,44)
	weiblich	6,12 (0,60)	5,92 (0,43)

Außerdem muss herausgestellt werden, dass ein Wechsel von einem Film-Folien-System der Empfindlichkeitsklasse 200 zu einem der Empfindlichkeitsklasse 400 keine signifikante Reduzierung der Strahlenexposition mit sich bringt (Tab. 7).

Vergleicht man 200er Film-Folien-Systeme ohne Zusatzfilter mit 400er Film-Folien-Systemen ohne Zusatzfilter, so ist festzuhalten, dass die Bildqualität des 200er Systems besser beurteilt wurde (insbesondere Kontrast) und die Strahlenexposition nur unwesentlich höher liegt, nämlich für Männer um 0,24 mGy x cm und für Frauen um 0,20 mGy x cm.

Dementsprechend ist das qualitativ bessere Röntgenbild bei nahezu gleicher Strahlenexposition mit dem 200er Film-Folien-System zu erzielen.

4.1.2. Digitale Panoramaschichtaufnahmen ohne Zusatzfilter

Die Aufnahmen dieser Gruppe wurden unter den gleichen oben genannten Bedingungen angefertigt wie die konventionellen. Die einzigen Unterschiede bestehen darin, dass die Bilder keiner chemischen Entwicklung bedürfen und das Bild sofort am Monitor befundet werden konnte.

Die verbale Bewertung der digitalen Bilder wurde ausschließlich am Monitor vorgenommen, somit beziehen sich alle folgenden Beurteilungen der Bildqualität nur auf das Monitorbild und nicht auf den Ausdruck.

Die filterlosen digitalen Panoramaschichtaufnahmen sind gekennzeichnet durch mäßige Klarheit. Sie zeigen eine gleichmäßige Schwärzung, weisen aber einen leichten Grauschleier auf. Die Zeichenschärfe und der Kontrast der digitalen Bilder sind durchaus zufrieden stellend. Die Erkennbarkeit anatomischer Strukturen ist ohne Probleme möglich, wobei die Bildbearbeitung mittels Software hilfreich ist.

Die digitalen Aufnahmen dieser Kategorie sind für diagnostische Problemstellungen ohne Probleme verwertbar, wenn auch die hohe Bildqualität der konventionellen Panoramaschichtaufnahmen ohne Zusatzfilter nicht erreicht wird.

Der große Vorteil der digitalen gegenüber den konventionellen Aufnahmen dieser Kategorie liegt in der signifikanten Senkung der Strahlenexposition um bis zu 40 %.

An dieser Stelle muss jedoch ausdrücklich darauf hingewiesen werden, dass diese deutliche Reduzierung der Strahlenexposition (Tab. 8) dadurch zustande kommt, dass die von uns verwendete digitale Panoramaeinheit generell mit niedrigeren mA-Werten arbeitet (6-8 mA), während mit dem konventionellen Gerät 15-16 mA eingesetzt werden.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass das qualitativ bessere Röntgenbild mit der konventionellen Technik erzielt worden ist. Allerdings ist mit der digitalen Panoramaeinheit ebenfalls ein klinisch verwendbares Bild mit deutlich niedrigerer Strahlenexposition möglich.

Tabelle 8: Durchschnittliches Dosislängenprodukt für digitale Panoramaschichtaufnahmen ohne Zusatzfilter

		Digitale Panoramaschichtaufnahmen
Belichtungsparameter	mA	6-8
	kV	66-85
Durchschnittswerte Dosislängenprodukt in mGy x cm, Standardabweichung S_D in Klammern	Männlich	3,91 (0,089)
	Weiblich	3,79 (0,23)

4.2. Veränderte Belichtungsparameter und die Relation zum Dosisflächenprodukt

Wie bereits erwähnt, arbeitet die von uns verwendete konventionelle Panoramaeinheit mit hohen Werten für den Röhrenstrom (15-16 mA), die zu einer erhöhten Strahlenexposition führen (Tab. 7).

Die digitale Panoramaeinheit hingegen arbeitet herstellerbedingt schon mit deutlich niedrigeren mA-Werten. Daraus resultiert eine deutlich reduzierte Strahlenexposition (Tab.8). Aus diesem Grund haben wir in diesem Teil der Arbeit nur die konventionelle Panoramatechnik untersucht.

Wir wollten mit diesem Untersuchungspunkt ermitteln, wie weit wir die mA-Werte und damit die Strahlenexposition senken können und trotzdem eine Bildqualität erreichen, die eine Beantwortung klinischer Fragestellungen ohne Schwierigkeiten ermöglicht.

Das Ziel dieser Maßnahmen war, mit veränderten Belichtungsparametern qualitativ optimal aussagefähige Röntgenbilder bei gleichzeitig minimaler Strahlenexposition zu erreichen.

Wir verwendeten keine an der Panoramaeinheit einprogrammierten Belichtungsparameterkombinationen, sondern stellten die Werte für Röhrenstrom und –spannung individuell für den Patienten ein.

Da wir den Röhrenstrom der konventionellen Panoramaeinheit sukzessiv senkten, mussten die Werte für die Röhrenspannung entsprechend erhöht werden, um eine ausreichende Bildschwärzung zu erzielen. Durch diesen Schritt steigt die Durchdringungsfähigkeit der Röntgenquanten.

Die Einstellungen von Stromstärke und Spannung wurden auch hier von der Konstitution und dem Alter des Patienten abhängig gemacht.

→ **Konventionelle Panoramaschichtaufnahmen ohne Zusatzfilter mit veränderten Belichtungsparametern (niedrige mA-Werte) mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen**

Grundsätzlich konnte festgestellt werden, dass zwischen 200er und 400er Film-Folien-Systemen in dieser Aufnahmekategorie nur geringe Abweichungen bezüglich der Bildqualität feststellbar sind.

Die Bilder beider Film-Folien-Systeme dieser Gruppe sind gekennzeichnet durch einen recht intensiven Grauschleier, der umso intensiver wird, je niedriger die mA-Werte und je größer die kV-Werte gewählt wurden. Die Aufnahmen waren weiterhin recht arm an Kontrast und Zeichenschärfe. (Abb. 9)

Der Grund für den Bildqualitätsverlust gegenüber den Aufnahmen mit hohen mA-Werten (15-16 mA) liegt im niedrigen Röhrenstrom, da dieser direkt für die Anzahl der emittierten Röntgenquanten verantwortlich ist.

Je mehr Röntgenquanten den Film treffen, desto höher ist die daraus resultierende Bildschwärzung und um so besser können Bildqualitätsmerkmale wie Kontrast und Zeichenschärfe werden.

Bei dem Vergleich der Strahlenexposition zwischen Aufnahmen mit veränderten Belichtungsparametern, also mit möglichst niedrigen mA-Werten und solchen mit programmierten Belichtungsparameterkombinationen, also mit hohen mA-Werten, wird deutlich, dass eine drastische Reduzierung der Strahlenexposition durch Verwendung veränderter Belichtungsparameter stattgefunden hat (Tab. 9).

Tabelle 9: Vergleich des durchschnittlichen Dosislängenproduktes für konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen bei Verwendung programmierter (hoher mA-Werte) und veränderter Belichtungsparameter (niedriger mA-Werte)

		fest programmierte Belichtungsparameter- kombinationen (hohe mA-Werte)	veränderte Belichtungsparameter (niedrige mA-Werte)
Dosislängenprodukt in mGy x cm bei kon- ventionellen Aufnah- men mit 200er Film-Folien- Systemen	männlich	6,62	4,42
	weiblich	6,12	3,57
Dosislängenprodukt in mGy x cm bei kon- ventionellen Aufnah- men mit 400er Film-Folien- Systemen	männlich	6,38	3,79
	weiblich	5,92	3,39

Eine Anwendung niedriger Werte für den Röhrenstrom wirkt sich sofort deutlich auf die Strahlenexposition in Form eines kleineren Dosislängenproduktes aus (Tab. 10).

Dies zeigt im Umkehrschluss, dass für eine erhöhte Strahlenexposition eindeutig die hohen mA-Werte verantwortlich sind.

Tabelle 10: Vergleich des durchschnittlichen Dosislängenproduktes für konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen mit veränderten Belichtungsparametern (niedrige mA-Werte)

		200er Film-Folien-System	400er Film-Folien-System
Belichtungsparameter	mA	4-12	5-10
	kV	70-90	70-90
Durchschnittswerte Dosislängenprodukt in mGy x cm, Stan- dardabweichung S_D in Klammern	männlich	4,42 (0,87)	3,79 (0,49)
	weiblich	3,57 (0,89)	3,39 (0,59)

Abbildung 9 zeigt eine Panoramaaufnahme mit dem 200er Film-Folien-System. Diese Aufnahme wurde mit einer Röhrenspannung von 85 kV und einem Röhrenstrom von nur 6 mA angefertigt. Die ermittelte Strahlenexposition in Form des Dosislängenproduktes war mit 3,79 mGy x cm deutlich niedriger als bei Verwendung fest programmierter Belichtungsparameterkombinationen, bei denen mit Stromstärken von 15-16 mA gearbeitet wird.

Für das 200er Film-Folien-System muss herausgestellt werden, dass für diagnostisch verwertbare Bilder mindestens 6-10 mA und 70-85 kV notwendig sind, wenn es sich um einen „Durchschnittserwachsenen“ (normaler Körperbau, bezahnte Kiefer) handelt.

Bei „zarten“ erwachsenen Menschen (insbesondere Frauen) können auch 5-6 mA und 80 kV ausreichend sein. Niedrigere Einstellungen, wie z.B. 5 mA und 70 kV, sollten nur bei Kindern verwendet werden.

Für das 400er Film-Folien-System sind für qualitativ gute Röntgenbilder bei Erwachsenen mindestens 7-8 mA und 70–80 kV erforderlich. Die Kombination von 5 mA und 70 kV ist, wie auch beim 200er System, für Kinder möglich.

Zusammenfassend ergibt sich daraus, dass voll aussagefähige Röntgenbilder bei deutlich geringerer Strahlenexposition mit den von uns veränderten Belichtungsparametern möglich sind.



Abbildung 9: Konventionelle Panoramaaufnahme ohne Zusatzfilter mit veränderten Belichtungsparametern (niedrige mA-Werte)
(Röhrenspannung 85 kV, Röhrenstrom 6 mA)

Es kann festgehalten werden, dass bei Beachtung obiger Untersuchungsergebnisse eine deutliche Senkung der Strahlenexposition der Panoramaschichtaufnahme möglich ist. Die Betrachter kamen bei der deskriptiven Bewertung dieser Röntgenaufnahmen zu dem Schluss, dass die Bilder klinisch voll verwertbar sind.

4.3. Verschiedene Filterfunktionen und ihre Auswirkungen auf Bildqualität und Dosis

Bei Anfertigung der konventionellen Röntgenaufnahmen wurden drei Zusatzfilter mit unterschiedlichem Kupfergehalt (0,1 mm, 0,06 mm, 0,03 mm) verwendet.

Die Filter mit 0,06 mm bzw. 0,03 mm Kupfergehalt enthielten beide zusätzlich einen Aluminiumanteil von 0,5 mm.

Bei allen Aufnahmen dieser Kategorie ist der Zusatzfilter vor der Primärblende des Orthopantomographen befestigt worden.

Die Auswirkungen der Filter auf das Dosislängenprodukt als Ausdruck der Strahlenexposition und auf die Bildqualität wurden untersucht, um ein optimales Verhältnis zwischen Strahlenexposition und bestmöglicher diagnostischer Aussagekraft des Röntgenbildes zu ermitteln.

4.3.1. Konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit Zusatzfilter mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen

→ 200er und 400er Film-Folien-Systeme mit 0,1 mm Kupferfilter

Bei Betrachtung der Bilder beider Film-Folien-Systeme wirkt sich der intensive Grauschleier negativ auf die Klarheit aus. Dies kann durch die hohe Kupfereigenstrahlung erklärt werden!

Gravierendster Nachteil ist jedoch die Kontrastarmut, die vom bildbetrachtenden Radiologen vor allem beim 400er System am nachhaltigsten verbal kritisiert wurde. Die 200er Film-Folien-Kombination hingegen zeigt einen deutlich besseren Kontrast.

Anatomische Strukturen waren bei beiden Film-Folien-Systemen schwieriger zu beurteilen. Dennoch wurde die Detailerkennbarkeit der Aufnahmen bei beiden Systemen als akzeptabel beschrieben.

Der Einsatz des 0,1 mm Kupferfilters führt zu einer deutlichen Senkung der Strahlenexposition, welche sich in kleinen Werten für das Dosislängenprodukt ausdrückt (Tab. 11). Die Strahlenexposition liegt bei 200er Film-Folien-Systemen bei Männern um 1,22 mGy x cm und bei Frauen um 0,29 mGy x cm höher als bei 400er Systemen mit identischem Filter. Die Strahlenmehrbelastung ist bei dem 200er System demnach nicht sehr viel höher (Tab. 11).

Deshalb muss hervorgehoben werden, dass die 200er Film-Folien-Kombination bezüglich des Verhältnisses von Strahlenexposition zur Bildqualität und demnach diagnostischer Aussagekraft vorteilhafter ist.

Tabelle 11: Vergleich des durchschnittlichen Dosislängenproduktes für konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen mit 0,1 mm Kupferfilter

		200er Film-Folien-System	400er Film-Folien-System
Belichtungsparameter	mA	14-16	8-16
	kV	65-75	65-75
Durchschnittswerte Dosislängenprodukt in mGy x cm, Standardabweichung S_D in Klammern	männlich	3,78 (0,13)	2,56 (0,41)
	weiblich	3,23 (0,42)	2,94 (0,12)

Im Vergleich zu den filterlosen konventionellen Aufnahmen kann man eine erhebliche Senkung des Dosislängenproduktes und somit der Strahlenexposition nachweisen (Tab.12).

Alle Aufnahmen mit dem 0,1 mm Kupferfilter konnten für den klinischen Gebrauch verwendet werden.

Tabelle 12: Vergleich des durchschnittlichen Dosislängenproduktes für konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen ohne Zusatzfilter und mit 0,1 mm Kupferfilter

		filterlose Aufnahmen	0,1 mm Kupferfilter
Dosislängenprodukt in mGy x cm bei konventionellen Aufnahmen mit 200er Film-Folien-Systemen	männlich	6,62	3,78
	weiblich	6,12	3,23
Dosislängenprodukt in mGy x cm bei konventionellen Aufnahmen mit 400er Film-Folien-Systemen	männlich	6,38	2,56
	weiblich	5,92	2,94

→ **200er und 400er Film-Folien-Systeme mit 0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter**

Um die hohe Kupfereigenstrahlung abzuschwächen, ist diesem Filter 0,5 mm Aluminium zugegeben worden.

Bezüglich der Strahlenexposition sind keine signifikanten Unterschiede zwischen 200er und 400er Systemen nachweisbar (Tab. 13).

Tabelle 13: Vergleich des durchschnittlichen Dosislängenproduktes für konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen mit 0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter

		200er Film-Folien-System	400er Film-Folien-System
Belichtungsparameter	mA	15-16	15-16
	kV	62-71	62-69
Durchschnittswerte Dosislängenprodukt in mGy x cm, Standardabweichung S_D in Klammern	männlich	3,51 (0,024)	3,30 (0,096)
	weiblich	3,37 (0,13)	3,27 (0,16)

Wie bei den vorangegangenen Filteraufnahmen ist auch bei diesen Bildern der Grauschleier nachteilig für diagnostische Zwecke, wobei dieser nicht so ausgeprägt ist wie bei den Aufnahmen mit dem 0,1 mm starken Kupferfilter. Kontrast und Zeichenschärfe wurden subjektiv besser beschrieben als bei den Bildern mit reinem Kupferfilter.

Im Vergleich beider Film-Folien-Systeme zeigen auch hier die Bilder des 200er Systems einen höheren Kontrast als die Aufnahmen mit dem 400er System. Ansonsten sind bildqualitativ zwischen beiden Systemen kaum Unterschiede feststellbar.

Auch in dieser Aufnahmekategorie war es möglich, mit allen Bildern eine sichere Röntgendiagnostik zu betreiben.

Im Hinblick auf die Strahlenexposition ist im Vergleich mit Panoramaaufnahmen ohne Zusatzfilterung ebenfalls eine deutliche Senkung des Dosislängenproduktes zu erkennen (Tab. 14).

Tabelle 14: Vergleich des durchschnittlichen Dosislängenproduktes für konventionelle Panoramaaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen ohne Zusatzfilter und mit 0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter

		filterlose Aufnahmen	0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter
Dosislängenprodukt in mGy x cm bei kon- ventionellen Aufnah- men mit 200er Film-Folien- Systemen	männlich	6,62	3,51
	weiblich	6,12	3,37
Dosislängenprodukt in mGy x cm bei kon- ventionellen Aufnah- men mit 400er Film-Folien- Systemen	männlich	6,38	3,30
	weiblich	5,92	3,27

→ **200er und 400er Film-Folien-Systeme mit 0,03 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter**

Bei diesem Filter wurde der Kupferanteil bei unverändertem Aluminiumanteil nochmals reduziert.

Da dies der Filter mit der geringsten Dicke und dem wenigsten Kupferanteil ist, weisen die Bilder dieser Kategorie auch den geringsten Grauschleier auf. Auch die Zeichenschärfe und der Kontrast sind besser als bei Aufnahmen mit stärkerem Kupferanteil. Im Vergleich zum 400er System zeigt das 200er System wieder einen besseren Kontrast, sonst haben beide eine ähnliche Bildqualität.

Von den Filteraufnahmen sind die mit nur 0,03 mm Kupferanteil als jene mit der besten Bildqualität beschrieben worden (Abb. 10).

Allerdings können sie nach Meinung der Betrachter das Niveau der Aufnahmen ohne Zusatzfilter nicht ganz erreichen.



Abbildung 10: Konventionelle Panoramaaufnahme mit 200er Film-Folien-System und 0,03 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter

Bezüglich des Dosislängenproduktes lassen sich kaum Unterschiede zwischen 200er und 400er Systemen bei Verwendung des 0,03 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilters feststellen (Tab. 15).

Tabelle 15: Vergleich des durchschnittlichen Dosislängenproduktes für konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen mit 0,03 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter

		200er Film-Folien-System	400er Film-Folien-System
Belichtungsparameter	mA	15-16	14-16
	kV	62-73	64-71
Durchschnittswerte Dosislängenprodukt in mGy x cm, Standardabweichung S_D in Klammern	männlich	4,40 (0,17)	4,38 (0,21)
	weiblich	4,21 (0,11)	4,16 (0,50)

Auch in dieser Kategorie sind im Vergleich zu den Aufnahmen ohne Zusatzfilter die Werte für die Strahlenexposition deutlich niedriger (Tab. 16).

Tabelle 16: Vergleich des durchschnittlichen Dosislängenproduktes für konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen ohne Zusatzfilter und mit 0,03 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter

		filterlose Aufnahmen	0,03 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter
Dosislängenprodukt in mGy x cm bei konventionellen Aufnahmen mit 200er Film-Folien-Systemen	männlich	6,62	4,40
	weiblich	6,12	4,21
Dosislängenprodukt in mGy x cm bei konventionellen Aufnahmen mit 400er Film-Folien-Systemen	männlich	6,38	4,38
	weiblich	5,92	4,16

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass von den getesteten Filtern der mit 0,03 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumanteil die beste Bildqualität bei deutlich reduzierter Strahlenexposition zeigt.

4.3.2. Digitale Panoramaschichtaufnahmen mit Filter

Die Aufnahmen dieser Gruppe wurden unter den gleichen Bedingungen erstellt wie die der konventionellen. Bei den digitalen Panoramaschichtaufnahmen wurde lediglich auf den Filter mit 0,03 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumgehalt verzichtet. Es hatte sich gezeigt, dass sich die Filterleistung im Vergleich zum Filter mit 0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumgehalt nur unwesentlich unterschied.

Auch hier wurden die Auswirkungen der Filter auf das Dosislängenprodukt als Ausdruck der Strahlenexposition und auf die Bildqualität untersucht.

Die digitalen Panoramaschichtaufnahmen dieser Kategorie wurden bildqualitativ besser beschrieben als die digitalen Bilder ohne Zusatzfilterung.

Diese Aufnahmen zeichneten sich durch einen höheren Kontrast und eine größere Zeichenschärfe aus. Der ausgeprägte Grauschleier der konventionellen Panoramaschichtaufnahmen mit Zusatzfilter trat bei den digitalen Filteraufnahmen nicht so massiv in Erscheinung und bewirkte daher keine Verschlechterung der Aussagekraft des Bildes.

Anatomische Strukturen waren im Vergleich zu den filterlosen digitalen und den konventionellen Aufnahmen mit Filter besser zu beurteilen, was gleichzeitig eine Erhöhung der diagnostischen Aussagefähigkeit des Röntgenbildes bedeutete. Insgesamt beurteilten die bildbetrachtenden Radiologen die digitalen Panoramaschichtaufnahmen mit 0,1 mm Kupferfilter etwas besser als die Aufnahmen mit dem 0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter.

Die Strahlenexposition konnte erwartungsgemäß mit dem 0,1 mm Kupferfilter in höherem Maße gesenkt werden (Tab. 17) als mit dem verwendeten Kupfer-Aluminium-Mischfilter (Tab. 18).

Tabelle 17: Durchschnittliches Dosislängenprodukt für digitale Panoramaschichtaufnahmen mit 0,1 mm Kupferfilter

		Digitale Panoramaschichtaufnahmen
Belichtungsparameter	mA	7-8
	kV	71-77
Durchschnittswerte Dosislängenprodukt in mGy x cm, Standardabweichung S_D in Klammern	männlich	2,01 (0,014)
	weiblich	1,97 (0,066)

Tabelle 18: Durchschnittliches Dosislängenprodukt für digitale Panoramaschichtaufnahmen mit 0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter

		Digitale Panoramaschichtaufnahmen
Belichtungsparameter	mA	7-8
	kV	68-80
Durchschnittswerte Dosislängenprodukt in mGy x cm, Standardabweichung S_D in Klammern	männlich	2,28 (0,14)
	weiblich	2,21 (0,12)

Gegenüber den digitalen Aufnahmen ohne Zusatzfilter konnte nochmals eine deutliche Senkung der Strahlenexposition nachgewiesen werden (Tab. 19).

Tabelle 19: Vergleich des Dosislängenproduktes bei digitalen Panoramaschichtaufnahmen ohne Zusatzfilter und bei Verwendung von Zusatzfiltern verschiedener Stärken

	Aufnahmekategorie	ohne Filter	0,1 mm Kupferfilter	0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminium-Filter
Dosislängenprodukt in mGy x cm	männlich	3,91	2,01	2,28
	weiblich	3,79	1,97	2,21

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die digitalen Panoramaschichtaufnahmen mit Zusatzfiltern eine bessere Bildqualität bei gleichzeitig deutlich geringerer Strahlenexposition aufwiesen.

4.4. Empfehlungen zum Betrieb von Panoramaeinheiten unter dem Aspekt der Dosisreduzierung

Die Panoramiaschichtaufnahme ist die wichtigste extraorale Aufnahme im Rahmen der zahnärztlichen Röntgendiagnostik. Grundsätzlich besteht die Wahlmöglichkeit zwischen konventioneller und digitaler Radiographie.

Das Ziel einer jeden Aufnahme ist das maximal aussagefähige Röntgenbild bei möglichst niedriger Strahlenexposition. Um diesem Ziel näher zu kommen, sollen an dieser Stelle einige Empfehlungen zum Betrieb von Panoramaeinheiten unter dem Aspekt der Dosisreduzierung angeführt werden.

Zum Anfertigen einer konventionellen Aufnahme in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik stehen Film-Folien-Systeme der Empfindlichkeitsklassen 200 und 400 zur Verfügung. Verwendet man die an der Panoramaeinheit fest programmierten Belichtungsparameterkombinationen, sollte das 200er System genutzt werden. Mit dieser Film-Folien-Kombination ist ein noch aussagekräftigeres Bild als mit dem 400er System zu erzielen, bei nahezu gleicher Strahlenexposition.

Trotz der brillanten Bildqualität sind diese Aufnahmen unter dem Aspekt der Dosisreduzierung am ungünstigsten. Im Rahmen dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass die programmierten Belichtungsparameterkombinationen nicht verwendet werden müssen.

Bei veränderten Belichtungsparametern erreichten wir mit beiden Film-Folien-Systemen qualitativ gute Röntgenbilder bei gleichzeitiger Senkung der Dosis um bis zu 40 %.

Eine Anwendung der Untersuchungsergebnisse dieser Aufnahmekategorie zur Anfertigung einer konventionellen Panoramiaschichtaufnahme ist daher sehr sinnvoll.

Eine weitere Möglichkeit der Dosisreduzierung besteht in der Verwendung von geeigneten Zusatzfiltern verschiedener Stärke. Es muss ganz klar von den Herstellern gefordert werden, geeignetes Filtermaterial zusätzlich zur serienmäßigen Gesamtfilterung einzubauen. Solche Zusatzfilter können dann patientenabhängig (z.B. Kinderaufnahmen) in den Strahlengang geschaltet werden.

Es zeigte sich, dass ein Zusatzfilter der Zusammensetzung von 0,03 mm Kupfer und 0,5 mm Aluminium bei der konventionellen Panoramaeinheit eine Reduzierung der Strahlenexposition von circa 30 % zur Folge hat. Mit dem genannten Filter besitzen die konventionellen Panoramiaschichtaufnahmen eine hohe diagnostische Aussagekraft.

Die digitale Radiographie ist zwar noch nicht so verbreitet wie die konventionelle Technik, doch ganz sicher wird sie die zukünftige zahnärztliche Radiologie bestimmen. Dieses Verfahren zeichnet sich u.a. durch eine wesentlich geringere Strahlenexposition aus.

Bei unseren Untersuchungen stellte sich heraus, dass sich durch Verwendung von Zusatzfiltern (0,1 mm Kupferfilter und 0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter) die Dosis im Vergleich zu filterlosen digitalen Aufnahmen nochmals um durchschnittlich 40 % senken ließ. Das eigentlich überraschende war aber, dass diese digitalen Aufnahmen vom bildbetrachtenden Radiologen qualitativ deutlich besser eingeschätzt wurden als die Aufnahmen ohne Zusatzfilterung.

Auch hier muss der Einbau eines entsprechenden Zusatzfilters durch den Hersteller gefordert werden.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass im Rahmen unserer Arbeit unter dem Aspekt der Dosisreduzierung die digitale Panoramaeinheit der konventionellen überlegen war. Dies lag jedoch an den schon angesprochenen niedrigeren Werten für den Röhrenstrom, mit dem das digitale Gerät arbeitet.

Bei Verwendung einer konventionellen Panoramaeinheit kann eine deutliche Dosisreduzierung durch veränderte Belichtungsparameter und Anwendung geeigneter Zusatzfilter erzielt werden. Die Qualität der Röntgenbilder ist durch diese Maßnahmen nicht wesentlich eingeschränkt.

Die Strahlenexposition durch eine digitale Panoramaeinheit lässt sich bei Einsatz von Zusatzfiltern ebenfalls deutlich senken, wobei sich in diesem Fall die Bildqualität sogar subjektiv verbessert.

5. Zusammenfassung

Zwischen Juni 1999 und Juni 2000 wurden im Rahmen dieser Arbeit insgesamt 277 konventionelle Bilder mit Film-Folien-Systemen und digitale Panoramaschichtaufnahmen angefertigt. Die konventionellen Röntgenbilder bzw. die Monitorbilder der digitalen Technik sind vom bildbetrachtenden Radiologen befundet und unter bildqualitativen Aspekten beschrieben worden.

Nach Durchführung der Patientenaufnahme wurde mit identischen Belichtungsparametern die Aufnahme wiederholt und hierbei die Strahlenexposition gemessen. Für diese Messung verwendeten wir ein Diagnostikdosimeter, welches die Strahlenexposition in Form des Dosislängenproduktes anzeigt. Bei Kenntnis des Dosislängenproduktes lassen sich Aussagen über die Höhe des Dosisflächenproduktes treffen, da beide Größen direkt proportional zueinander sind.

Es wurden die Auswirkungen verschiedener Film-Folien-Kombinationen, veränderter Belichtungsparameter und unterschiedlicher Zusatzfilter auf die Strahlenexposition und die Bildqualität untersucht.

5.1. Konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen und digitale Panoramaschichtaufnahmen ohne Zusatzfilter mittels fest programmierter Belichtungsparameterkombinationen (hoher mA-Werte)

Wir versuchten, die Röntgenaufnahmen dieser Kategorie mit den an der Panoramaeinheit fest programmierten Belichtungsparameterkombinationen durchzuführen, wobei hier mit hohen mA-Werten (15-16 mA) gearbeitet wurde. Es stellte sich heraus, dass ein Wechsel von einem Film-Folien-System der Empfindlichkeitsklasse 200 zu einem der Empfindlichkeitsklasse 400 nahezu keinen Einfluß auf die Höhe der Strahlenexposition hat. Da die konventionelle Panoramaeinheit mit 15-16 mA arbeitete, war die Strahlenexposition erwartungsgemäß bei beiden Systemen hoch. Die digitalen Bilder können die gute Qualität der konventionellen Bilder nicht erreichen. Allerdings sind die Bilder der digitalen Technik zweifellos für diagnostische Problemstellungen verwertbar.

Der Grund für die deutliche Senkung der Strahlenexposition um 40 % im Vergleich zur konventionellen Technik liegt darin, dass die digitale Panoramaeinheit generell mit niedrigeren mA-Werten arbeitet (7-8 mA).

5.2. Konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen ohne Zusatzfilter mit veränderten Belichtungsparametern (niedrige mA-Werte)

Für diese Aufnahmekategorie wurde auf die programmierten Belichtungsparameterkombinationen verzichtet.

Mit veränderten Belichtungsparametern, insbesondere mit niedrigen mA-Werten, gelang es, qualitativ optimal aussagefähige Röntgenbilder bei gleichzeitig minimaler Strahlenexposition anzufertigen.

Grundsätzlich ließ sich feststellen, dass zwischen beiden Film-Folien-Systemen nur geringe Abweichungen bezüglich der Bildqualität feststellbar sind.

Im Vergleich zu den filterlosen Aufnahmen mit fest programmierten Belichtungsparameterkombinationen sind Defizite in der Bildqualität zu erkennen.

Es muss aber klar herausgestellt werden, dass diagnostisch voll aussagefähige Röntgenbilder bei einer Reduzierung der Strahlenexposition um 40 % im Vergleich zur vorangegangenen Kategorie zu erzielen sind.

Die digitale Technik wurde in dieser Kategorie nicht bearbeitet, da sich die digitale Panoramaeinheit durch eine schon sehr niedrige Strahlenexposition auszeichnet.

5.3. Konventionelle Panoramaschichtaufnahmen mit 200er und 400er Film-Folien-Systemen und digitale Panoramaschichtaufnahmen mit Zusatzfilter

Bei der Anfertigung der konventionellen Röntgenaufnahmen wurden drei Filter mit unterschiedlichem Kupfergehalt (0,1 mm, 0,06 mm, 0,03 mm) verwendet. Die Filter mit 0,06 mm bzw. 0,03 mm Kupfergehalt enthielten beide zusätzlich einen Aluminiumanteil von 0,5 mm. Im Rahmen der digitalen Aufnahmen wurde auf den Filter mit 0,03 mm Kupfer und 0,5 mm Aluminium verzichtet.

Vergleicht man die konventionellen Aufnahmen dieser Kategorie miteinander, so ist festzustellen, dass die Bildqualität mit abnehmendem Kupfergehalt besser und die Strahlenexposition höher wird.

Abhängig von der Filterdicke waren Strahlenexpositionssenkungen von 30-50 % nachweisbar. Es lässt sich festhalten, dass von den getesteten Filtern derjenige mit 0,03 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumanteil die beste Bildqualität bei deutlich reduzierter Strahlenexposition aufweist.

Die digitalen Panoramascichtaufnahmen dieser Kategorie wurden wesentlich besser eingeschätzt als die filterlosen Bilder und es konnte nochmals eine signifikante Senkung der Strahlenexposition um 40 % im Vergleich zu den digitalen Aufnahmen ohne Zusatzfilterung erreicht werden.

Um die Bildqualität aller Aufnahmekategorien eindeutig bewerten zu können, wäre im Rahmen einer weiteren Untersuchung eine ROC-Studie angebracht.

In Tabelle 20 sind abschließend noch einmal alle im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Aufnahmekategorien und die dazugehörigen Werte für die Strahlenexposition zusammengefasst.

Tabelle 20: Zusammenfassende Darstellung der Strahlenexposition ausgedrückt durch das Dosislängenprodukt bei konventioneller und digitaler Panoramatechnik

	Strahlenexposition für die konventionelle Panoramatechnik (Dosislängenprodukt in mGy x cm)		Strahlenexposition für die digitale Panoramatechnik (Dosislängenprodukt in mGy x cm)
	Film-Folien-System		
	200er	400er	
Hohe mA-Werte (programmierte Belichtungsparameterkombinationen)	6,37	6,15	3,85
Niedrige mA-Werte (veränderte Belichtungsparameter)	3,99	3,59	Nicht bearbeitet
0,1 mm Kupferfilter	3,51	2,75	1,99
0,06 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter	3,44	3,29	2,25
0,03 mm Kupfer- und 0,5 mm Aluminiumfilter	4,31	4,27	Nicht bearbeitet

6. Diskussion

Die Strahlenexposition des Patienten während einer zahnärztlichen Panoramauntersuchung kann durch den Einsatz von Film-Folien-Systemen unterschiedlicher Empfindlichkeit (200 und 400), zusätzliche Filter und veränderte Belichtungsparameter (kV und mA) beeinflusst werden. Diese Arbeit sollte den Einfluß dieser Faktoren hinsichtlich der Strahlenexposition und der Bildqualität bei der konventionellen Panoramatechnik untersuchen.

Bei der digitalen Panoramatechnik stand vor allem der Einfluß verschiedener Filter im Mittelpunkt der Betrachtungen.

Die Ergebnisse für die filterlosen konventionellen Aufnahmen mit dem 200er und 400er Film-Folien-System (T-MAT L / RA Dental Film mit Kodak Lanex Medium bzw. Regular screen) zeigten erwartungsgemäß ein recht hohes Dosisflächenprodukt.

Eine nur geringfügige Dosisreduzierung während der Panoramaaufnahmen durch den Wechsel von einem 200er System zu einem 400er System wie von Tyndall (1987), Kapa (1990, 1997) und Wraith (1995) beschrieben, konnte ebenso bestätigt werden wie ein dabei auftretender leichter Verlust an Bildinformation (Düker 2000, Fuhrmann 2001).

Der von Wraith (1995) erwähnte Verlust an Kontrast und Zeichenschärfe beim Einsatz eines 400er System in der Kinderradiologie stimmt mit unseren Ergebnissen überein.

Da im Rahmen unserer Untersuchungen bei nahezu gleicher Strahlenexposition die Bildqualität des 200er Film-Folien-Systems subjektiv besser bewertet wurde, bevorzugen wir den Einsatz dieses Systems.

Angesichts dieser Informationen wäre ein Verzicht auf das 200er Film-Folien-System unter strahlenhygienischen Gesichtspunkten nicht gerechtfertigt.

Neben dem Einsatz von empfindlicheren Film-Folien-Systemen ist die Veränderung der Belichtungsparameter (kV und mA) ein probates Mittel zur Reduzierung des Dosisflächenproduktes.

Unsere Ergebnisse zeigen, dass durch gezielte Veränderung der Belichtungsparameter, insbesondere durch Senkung der Werte für den Röhrenstrom (mA), eine Verminderung der Strahlenexposition um 30 – 40 % erreichbar ist, ohne die Aussagekraft des Röntgenbildes so weit zu vermindern, dass eine Nutzung nicht möglich wäre.

Hassfeld (1998) sowie Husstedt (2000) konnten im Rahmen der Low-dose-Computertomographie in der präimplantologischen Diagnostik bzw. der Felsenbeindarstellung nachweisen, dass die Strahlenexposition sogar auf 50 – 25 % des Ausgangswertes gesenkt werden kann, wenn die vom Hersteller empfohlenen Belichtungsparameter sinnvoll modifiziert wurden.

Die Senkung der Strahlenexposition ließ sich mit nur geringen Einbußen an diagnostischer Information erzielen, wobei die Beantwortung klinischer Fragestellungen ohne Probleme möglich war.

Diese Ergebnisse von Hassfeld (1998, 2001) und Husstedt (2000) bestätigen unsere Ergebnisse ebenso wie die von Langen (1993) und Dula (1998), die mit veränderten Belichtungsparametern mit digitalen bildgebenden Verfahren bei der Wiedergabe von Schädelfrakturen bzw. Knochenläsionen deutliche Dosisersparungen bei akzeptabler Bildinformation erzielten.

Es liegt auf der Hand, dass der gezielte Umgang mit den Belichtungsparametern der Panoramaeinheit, insbesondere die Senkung des Röhrenstromes, ein bedeutendes Instrument zur Senkung des Dosisflächenproduktes und somit der Strahlenexposition ist.

Daher scheint es erstrebenswert, Richtwerte für die Belichtungsparameter zu erarbeiten, die dem röntgendiagnostisch tätigen Zahnarzt „an die Hand“ gegeben werden können. Eine gezielte Anwendung der wissenschaftlichen Erkenntnisse im zahnärztlichen Alltag wäre dann realisierbar.

Weiterhin besteht die Notwendigkeit gerade in dieser Kategorie weitere Arbeiten durchzuführen, da es kaum Studien mit Bezug zur zahnärztlichen Radiologie gibt.

Eine weiteres Mittel zur Senkung des Dosisflächenproduktes ist der Einsatz von geeignetem Filtermaterial. Besonders in der allgemeinen Radiologie und der medizinischen Physik ist der Einfluß von Filtern und Filtermaterialien hinsichtlich der Dosisreduktion u.a. von Koedooder (1986) und Kohn (1988) untersucht worden.

Mit diesem Punkt der Arbeit sollte eine Bewertung des Filtereinsatzes in der zahnärztlichen Panoramatechnik angestrebt werden.

Wir fanden heraus, dass sich das Dosisflächenprodukt beim Einsatz eines 0,1 mm dicken Kupferfilters bei 200er sowie 400er Film-Folien-Systemen um circa 50 % senken lässt. Gleichzeitig ließ sich jedoch ein Verlust an Bildqualität, insbesondere an Kontrast und Zeichenschärfe, feststellen. Dennoch war eine Nutzung der Bilder im Rahmen der radiologischen Diagnostik ohne Probleme möglich.

Unsere Ergebnisse bestätigen die Beobachtungen von Wraith (1995) und Seifert (1998), die bei der Darstellung des fetalen Schädels und bei Thoraxaufnahmen ähnliches herausarbeiteten. Sandborg (1994) errechnete mit Hilfe eines computergestützten Modells bei Verwendung eines 0,1 mm dicken Kupferfilters eine Reduktion der Strahlenexposition um circa 30 % und eine durchschnittliche Kontrasteinbuße von 7 % .

Die Zunahme des Dosisflächenproduktes und die Verbesserung der Bildqualität mit Reduzierung der Filterdicke stellten Rossi (1982) bei der Darstellung der Brust und Gürçan (1979) im Rahmen der dentalen Radiologie fest.

Dies ergeben auch unsere Untersuchungen, wobei wir ermittelten, dass bei einer Kupferdicke von 0,03 mm und einem 200er Film-Folien-System die optimale Bildqualität bei minimaler Strahlenexposition erreichbar ist.

Wie von uns erwartet, zeigte sich, dass die zusätzliche Filterung ein äußerst effektives Mittel zur Senkung des Dosisflächenproduktes darstellt. Daraus resultierend sollten gerade für dieses Instrument Empfehlungen formuliert werden, die einen Kompromiss aus Dosisreduzierung und Bildqualität darstellen. Dann sollte einem Einsatz von Filtern in der zahnärztlichen Panoramatechnik nichts entgegen stehen.

Ein seit langem bekannter Vorteil der digitalen Panoramatechnik gegenüber der konventionellen Technik ist der deutlich geringere Dosisbedarf. Im Hinblick auf diese Kenntnisse haben wir das Dosisflächenprodukt bei filterlosen Aufnahmen und Aufnahmen mit Filtern bestimmt und die Resultate beider Techniken miteinander verglichen. Im Rahmen der digitalen Aufnahmen mit Filtern ging es weiterhin darum, zu beurteilen, wie weit sich die ohnehin schon niedrige Dosis senken lässt.

Unsere Ergebnisse im Bereich der filterlosen digitalen Panoramaaufnahmen zeigen eine Senkung des Dosisflächenproduktes um circa 40 % gegenüber den vergleichbaren konventionellen Aufnahmen, wobei dies dadurch begründet wird, dass die digitale Panoramaeinheit generell mit niedrigeren mA-Werten arbeitete.

Diese Erkenntnisse stimmen mit den Untersuchungen von Visser (2000) und Kapa (1989) überein, die Dosisreduzierungen von 50 % bis sogar 70 % nachweisen konnten.

Die Bildqualität, insbesondere Kontrast und Zeichenschärfe, unserer digitalen Aufnahmen ließen die Beantwortung klinischer Fragestellungen ohne Schwierigkeiten zu, wobei im direkten Vergleich die filterlosen konventionellen Aufnahmen besser eingeschätzt wurden.

Eine von Langen (1993) beschriebene Überlegenheit der konventionellen Panoramaaufnahmen bei der Diagnostik von Schädelfrakturen, insbesondere in dichten Knochenstrukturen, untermauert unsere Resultate ebenso, wie die von Farman (1998) festgestellte deutlichere Darstellung von Unterkieferfrakturen.

Im Gegensatz dazu konnten Seki (1998) und Näslund (1998) keine Unterschiede zwischen digitaler und konventioneller Technik hinsichtlich der Identifikation von röntgenkephalometrischen Bezugspunkten nachweisen.

Calderazzi (1992) und Kositbowornchai (2001) bewerteten beide Techniken ebenfalls als gleich gut, wobei laut Calderazzi die Weichteildarstellung mit der digitalen Technik bessere Resultate liefert.

Es zeigt sich, dass gerade im Vergleich der realisierbaren Bildqualität beider Techniken ungleiche Meinungen zu finden sind. Für weitere Studien bieten sich daher geeignete klinische Fragestellungen, wie z.B. Frakturdiagnostik oder andere objektive Fragestellungen zur Bewertung der Bildqualität an.

Beim Einsatz von Filtern in der digitalen Panoramatechnik konnten wir im Vergleich zu den filterlosen digitalen Aufnahmen eine nochmalige Reduzierung der Strahlenexposition um 40 - 50 % nachweisen.

Damit können wir uns den Untersuchungsergebnissen von Hansson (1997) und Seifert (1998) anschließen, die ähnliche Ergebnisse beim Einsatz von Kupferfiltern in der digitalen pädiatrischen bzw. digitalen Thoraxradiologie erzielten.

Seifert (1998) berichtete beim Einsatz von Kupferfiltern in der Thoraxradiologie über einen nur leichten Verlust an Bildkontrast bei sonst guter Bildqualität.

Wir machten sogar die Erfahrung, dass die digitalen Filteraufnahmen bezüglich der Bildqualität subjektiv besser eingeschätzt wurden als die filterlosen Aufnahmen.

Im Vergleich mit den Untersuchungen in der konventionellen Bildgebung von Wraith (1995), Rossi (1982) und Sandborg (1994), die eine generelle Verschlechterung der Bildqualität bei Filtereinsatz nachwiesen, weichen wir von diesen Beobachtungen ab.

Da speziell die Beurteilung der Bildqualität der digitalen Panoramaaufnahmen mit Filtern kontrovers diskutiert wird, bieten sich weitere Studien mit zahnärztlichen bzw. mund-, kiefer-, gesichtschirurgischen Fragestellungen an. Auch in diesen Arbeiten sollte insbesondere die Bildqualität mit Hilfe einer ROC-Studie eindeutig evaluiert werden. Außerdem sollte im Vorfeld ein geeignetes und ausreichend großes Patientenkollektiv zusammengestellt werden.

Das Dosisflächenprodukt als Ausdruck der Strahlenexposition lässt sich bei der konventionellen Panoramatechnik bei zweckmäßiger Anwendung von veränderten Belichtungsparametern und Filtern deutlich senken. Der Einfluß von unterschiedlich empfindlichen Film-Folien-Kombinationen hat hingegen nahezu keinen Einfluß auf die Strahlenexposition.

Im Rahmen der digitalen Panoramatechnik gelingt eine signifikante Reduktion der Strahlenexposition durch Verwendung geeigneter Filter. Trotz dieser Maßnahmen zur Senkung des Dosisflächenproduktes kann mit beiden Systemen eine adäquate Bildqualität erzielt werden.

Da die in dieser Studie erarbeiteten Erkenntnisse zur Reduzierung des Dosisflächenproduktes ohne großen Aufwand realisierbar sind, sollte einer Anwendung im gesamten Einsatzbereich der Panoramaschichtaufnahme prinzipiell nichts entgegen stehen. Geeignete Filter können ohne Probleme von den Herstellern der Panoramageräte eingebaut bzw. mitgeliefert werden.

Vorschläge für strahlungssparende Belichtungsparameter und geeignete Film-Folien-Systeme ließen sich von entsprechenden wissenschaftlichen Einrichtungen erarbeiten und veröffentlichen.

Die positiven Auswirkungen für die zahnärztliche Radiologie hinsichtlich der Strahlenpositionssenkung sind, wie im Rahmen dieser Arbeit gezeigt, beachtlich.

7. Literatur

Barth H. H., Grasser H.

Bildkontrast bei verschiedenen Kassetten-Film-Folien-Kombinationen.
Deutsche Zahnärztliche Zeitung 40 (1985), 1230-1234

Beutel J., Mickewich D. J., Issler S. L., Shaw R.

Die Parameter der Bildqualität eines neuartigen ultrahochauflösenden
Film-Folien-Systems.
Akta Radiologica 4 (1994), 19-22

Beyer H. K., Schulze B.

Neue Verstärkerfolien in der Röntgendiagnostik.
Röntgenpraxis 34 (1981), 387-394

Brandt G.-A.

Altes und Neues über Röntgenverstärkerfolien.
Radiologica diagnostica 4 (1977), 437-461

Brandt G.-A., Mischke W., Tautz M.

Über physikalische Parameter von Röntgenverstärkerfolien.
Radiologica diagnostica 4 (1979), 526-533

Braun R.

Aktuelle Film-Folien-Systeme in der Zahnheilkunde.
Quintessenz 49, 11 (1998), 1135-1141

Calderazzi A., Palla L., Batolla L., Caramella D., Barbieri L.

Digital radiology with storage phosphor in cephalometric study in orthodontics.
Radiologica medica 84, 3 (1992), 216-220

Degenhardt H.

Lumineszenz in der Röntgenaufnahmetechnik.

GIT Fachz. Lab. 27 (1983), 180-183

Degenhardt H.

Die historische Entwicklung der Leuchtsubstanzen und deren Anwendung in der Röntgentechnik.

Electromedica 51, 4 (1983), 155-159

Degenhardt H.

Zur Verwendung von Seltene-Erden-Leuchtstoffe in feinzeichnenden Verstärkerfolien.

Electromedica 3 (1980), 76-79

Degenhardt H., Kuhn H., Pfeiler M.

Dosiseinsparung und Abbildungsgüte bei Film-Folien-Systemen.

Röntgenpraxis Jahrgang 28, 11 (1975), 271-278

Diewald H.

Minimierung der Strahlenexposition und Sicherung der Bildqualität.

Dental Magazin 3 (1990), 166-167

Dula K., Sanderink G., van der Stelt P., Mini R., Buser D.

Effect of dose reduction on the detectability of standardized radiolucent lesions in digital panoramic radiography.

Oral and maxillofacial radiology 86, 2 (1998), 227-233

Dücker J., Ronan J.

Vergleich der Verstärkerfolien Kodak Lanex Medium und Kodak Lanex Regular.

Quintessenz 51, 6 (2000), 601-608

Farman A. G., Farman T. T.

Panoramic dental radiography using a charge-coupled device receptor.
Journal of digital imaging 11, 3 (1998), 166-168

Freyschmidt J.

Zu modernen Film-Folien-Systemen aus seltenen Erden in der klinischen
Radiologie.
Röntgenpraxis 34 (1981), 227-233

Freyschmidt J., Saure D., Ujak W., Nüsslin F.

Zum Problem der Dosisersparung bei Röntgenaufnahmen durch Einsatz hochver-
stärkender Seltene-Erden-Folien oder durch Erhöhung der Aufnahmespannung.
Fortschritt Röntgenstrahlen 129, 1 (1978), 113-117

Fuhrmann A., Rother U., Tietke M., Schulze D.

Folienlose intraorale Filme und Film-Folien-Kombinationen in der bildgebenden
Diagnostik der Zahnheilkunde.
Das Deutsche Zahnärzteblatt (ZWR) 110, 3 (2001), 140-144

Gurvic A. M.

Leuchtstoffe für die Röntgendiagnostik.
Radiologica Diagnostica 20 (1979), 519-525

Gürcan G., Soydan E., Ugur Z.

Reduction of patient exposure during dental radiography.
Health in Physics 36 (1979), 17-20

Hancken G., Jötten G.

Erfahrungen über die Aufnahmetechnik mit neuen hochverstärkenden Folien.
Röntgenstrahlen (Hamburg) 34 (1976), 15-17

Hansson B., Finnbogason Th., Schuwert P., Persliden J.

Added copper filtration in digital paediatric double-contrast colon examinations: effects on radiation dose and image quality.

European Radiology 7 (1997), 1117-1122

Hassfeld S., Ziegler Chr., Mühling J.

Siemens-Orthophos DS - Ein digitales Panoramaschichtaufnahmegerät.

Das Deutsche Zahnärzteblatt (DWR) 106, 9 (1997), 510-513

Hassfeld S., Ziegler C., Dannewitz B., Eickholz P., Mühling J.

Dosisreduktion bei digitalen Panoramaschichtaufnahmen.

Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 56, 8 (2001), 490-494

Hassfeld S., Zöller J., Streib S., Sahl H., Stratmann U., Fehrentz D.

Low-dose-Computertomographie des Kieferknochens in der präimplantologischen Diagnostik.

Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie 2 (1998), 188-193

Husstedt H. W., Prokop M., Dietrich B., Becker H.

Low-dose high-resolution CT of the petrosus bone.

Journal of Neuroradiology 27, 2 (2000), 87-92

Kapa S. F., Platin E.

Exposure reduction in panoramic radiography.

Radiologic technology 62, 2 (1990), 130-133

Kapa S. F., Tyndall D. F.

A clinical comparison of image quality and patient exposure reduction in panoramic radiography with heavy metal filtration.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol 67 (1989), 750-759

Kapa S. F., Tyndall D. F.

Patient exposure reduction in panoramic radiography.

General dentistry 39, 3 (1991), 169-171

Kaeppler G.

Digitale Röntgentechniken im Zahn- und Kieferbereich - eine Übersicht.

Deutsche Zahnärztliche Zeitung 51, 4 (1996), 194-205

Keller U.

Die Bedeutung der Seltene-Erden-Folien zur Optimierung der Röntgenbildqualität. Deutsche Zahnärztliche Zeitung 41 (1986), 55-58

Knedel H., Weberling R., Hagemann G.

Praktische Prüfung von Film-Folien-Systemen nach DIN 6868, Teil 50.

Röntgenpraxis 43 (1990), 218-219

Kodak Eastman Company

Herstellerinformationen 1994-1999

Koedooder K., Venema H.V.

Filter materials for dose reduction in screen-film radiography.

Physics in Medicine and Biology 31, 6 (1986), 585-600

Kohn M. L., Gooch A. W., Keller W. S.

Filters for radiation reduction: a comparison.

Radiology 167, 1 (1988), 255-257

Kositbowornchai S., Nuansakul R.

Root fracture detection: a comparison of digital radiography with conventional radiography.

Dentomaxillofacial radiology 30, 2 (2001), 106-109

Kraft A., Nahrstedt U., Widemann L.

Untersuchungen an neuartigen Verstärkerfolien für die Röntgendiagnostik.
Röntgenpraxis 28 (1975), 264-270

Künzel A., Benz Chr.

Intraorale digitale Radiographie.
Das Deutsche Zahnärzteblatt (ZWR) 104, 7 (1995), 554-559

**Langen H. J., Klein H. M., Wein B., Schiwy-Bochat K. H., Stargardt A.,
Günther R. W.**

Digital radiography versus conventional radiography for the detection of a skull fracture under varying exposure parameters.
Investigative Radiology 28, 3 (1993), 231-234

Maurer H.-J., Goos F.

Gesichtspunkte zur Beurteilung der Folienwirkung.
Der Radiologe 19 (1979), 238-242

Maurer H.-J., Goos F.

Detailerkennbarkeit und Dichte bei Film-Folien-Systemen.
Röntgen-Blätter 39 (1986), 260-263

Maurer H.-J., Goos F.

Qualitätsbeeinflussung der Röntgenaufnahme durch Folie und Film – Experimentelle Untersuchungen.
Röntgen-Blätter 38 (1985), 54-57

Maurer H.-J., Goos F.

Ausgleichsfolien – Experimentelle Untersuchungen und klinische Untersuchungen.
Fortschritt Röntgenstrahlen 132 (1980), 576-580

Maurer H.-J., Goos F., Brandelik E.

Zur Anwendung von Verstärkerfolien auf der Basis seltener Erden.
Radiologe 17 (1977), 305-309

Naslund E. B., Kruger M., Petersson A., Hansen K.

Analysis of low-dose digital lateral cephalometric radiographs.
Dentomaxillofacial radiology 27 (1998), 136-139

Rilinger N., Hoberg B., Pfeifer Th.

Erste Ergebnisse über den Einsatz eines neuen Film-Folien-Systems im
ultravioletten Bereich.
Röntgenpraxis 46 (1993), 313-315

Rossi R., Harnisch B., Hendee W.

Reduction of radiation exposure in radiography of the chest.
Radiology 144 (1982), 909-914

Rother U.

Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde.
Urban & Fischer Verlag München und Jena, 1. Auflage 2001

Sandborg M., Carlsson C. A., Carlsson G. A.

Shaping x-ray spectra with filters in x-ray diagnostics.
Medical and biological engineering and computing 32 (1994), 384-390

Seifert H., Jesberger H. J., Schneider G., Rein L.

Dose reduction in thorax radiography in simulated neonates with additional
filtration and digital luminescence radiography.
Acta Radiologica 39 (1998), 514-519

Seki K., Okano T.

Exposure reduction in cephalography with a digital photostimulable phosphor imaging system.

Dentomaxillofacial radiology 27 (1998), 136-139

Sirona Dental Systems GmbH

Technische Beschreibung Orthophos Plus DS (1998)

Tyndall D. A., Bedsole S. M.

Exposure reduction and image quality for pantomographic radiography.

Radiologic technology 59, 1 (1987), 51-53

Visser H., Hermann K. P., Bredemeier S., Kohler B.

Dose measurements comparing conventional and digital panoramic radiography.

Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie 4, 4 (2000), 213-216

Volkman v.T.

Empfindlichkeit und Dosisbedarf von Film-Folien-Kombinationen.

Röntgenpraxis 41 (1988), 265-270

Wenzel A.

Direct digital radiography in the dental office.

International Dental Journal 45 (1995) 27-34

Wraith C. M., Martin C. J., Stockdale E.

An investigation into techniques for reducing doses from neo-natal radiographic examinations.

The British Journal of Radiology 68 (1995), 1074-1082

D a n k s a g u n g

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. U. J. Rother für die Überlassung des Themas und die wissenschaftliche Betreuung. Weiterhin möchte ich der gesamten Röntgenabteilung, insbesondere Frau Warenburg und Frau Glück meinen Dank für ihre Unterstützung aussprechen und Herrn Hans Schöfer, der mir freundlicherweise das Diagnostikdosimeter und die Filter zur Verfügung stellte.

Außerdem danke ich Dr. Dirk Schulze, Anja Helwig und meiner Familie für ihre Hilfe und unermüdliches Korrekturlesen.

M a r k P o m o w s k i

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Mark
Vorname: Pomowski
Geburtsdatum/-ort: 18.12.1974 / Güstrow/Mecklenburg-
Vorpommern
Anschrift: Birnweg 5
22337 Hamburg
Familienstand: ledig

Schulbildung:

1981 – 1989 Realschule in Güstrow
1989 – 1993 John – Brinckman – Gymnasium, Güstrow
Abschluß: Allgemeine Hochschulreife

Wehrdienst:

1993 – 1994 Sanitätsdienst der Bundeswehr, Hamburg

Berufsausbildung:

1994 – 1996 Ausbildung zum Industriekaufmann bei der
Bayer AG in Leverkusen

Hochschulbildung:

1996 – 2001 Universität der Freien und Hansestadt Ham-
burg: Studiengang Zahnmedizin
1997 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
1998 Zahnärztliche Vorprüfung
2001 Zahnärztliches Staatsexamen und
Approbation
September 2001 Ausbildungsassistent in der Praxis von
Dr. Speckin in Hamburg

Hamburg, 30.01.2002

Mark Pomowski

E r k l ä r u n g

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe, und dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Mark Pomowski
