

# Strahlenexposition von analogen und digitalen Zahnstaten und Panoramaschichtaufnahmen

## Zusammenfassung

Mit Hilfe eines Rando-Phantoms und von  $\text{CaF}_2$ -Dosimetern wurden die Organ- bzw. Gewebedosen in Strukturen des Kopf-Hals-Bereichs bei der Exposition folgender vier zahnärztlicher Röntgenuntersuchungen gemessen sowie die effektiven Dosen berechnet: 14-Bild Zahnfilm-Status analog (e-speed), 14-Bild Zahnfilm-Status digital (Speicherfolie), Panoramaschichtaufnahme (PSA, OPG, OPT) analog und Panoramaschichtaufnahme digital (Speicherfolie).

Die effektive Dosis betrug beim analogen 14-Bild Zahnfilm-Status 78  $\mu\text{Sv}$ , beim digitalen Status 41  $\mu\text{Sv}$ , bei der analogen Panoramaschichtaufnahme 54  $\mu\text{Sv}$  und bei der digitalen Panoramaschichtaufnahme 45  $\mu\text{Sv}$ . Dies entspricht einer Reduktion der Strahlendosis beim Wechsel von analog zu digital von 47% beim 14-Bild Zahnfilm-Status und einer solchen von 17% bei der Panoramaschichtaufnahme. Die Dosisunterschiede einer Panoramaschichtaufnahme zu einem 14-Bild Zahnfilm-Status betrugen zwischen -42% (45  $\mu\text{Sv}$  Panoramaschichtaufnahme digital vs. 78  $\mu\text{Sv}$  14-Bild Zahnfilm-Status analog) bis +24% (54  $\mu\text{Sv}$  Panoramaschichtaufnahme analog vs. 41  $\mu\text{Sv}$  14-Bild Zahnfilm-Status digital). Während noch vor wenigen Jahren ein 14-Bild Zahnfilm-Status eine zwei- bis fünffach so hohe Dosis wie eine Panoramaschichtaufnahme mit sich brachte, konnte diese Differenz im analogen Bereich weiter minimiert oder dank digitaler Verfahren sogar egalisiert werden. Die in der Literatur vorliegenden Hinweise auf Dosisersparungen mittels digitaler Techniken von durchschnittlich 70% bei Zahnfilmen und 42% bei Panoramaschichtaufnahmen konnten bestätigt werden, wenn auch nicht so deutlich.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 114: 687–693 (2004)

Schlüsselwörter: Digitale Radiologie, Phosphorspeicherplatten, Panoramaschichtaufnahme, Zahnfilm-Status, effektive Dosis

Zur Veröffentlichung angenommen: 28. April 2004

## Korrespondenzadresse:

Prof. Dr. Dr. J. Th. Lambrecht  
Klinik für Zahnärztliche Chirurgie, -Radiologie,  
Mund- und Kieferheilkunde der Universität Basel  
Hebelstrasse 3, CH-4056 Basel  
Tel. +41 (061) 267 26 06, Fax +41 (061) 267 26 07  
E-Mail: J-Thomas.Lambrecht@unibas.ch

HANSPETER KIEFER<sup>1</sup>, J. THOMAS LAMBRECHT<sup>1</sup>  
und JAKOB ROTH<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Klinik für Zahnärztliche Chirurgie, -Radiologie, Mund- und Kieferheilkunde, Zentrum für Zahnmedizin der Universität Basel

<sup>2</sup> Abteilung für Radiologische Physik, Departement Medizinische Radiologie, Universitätskliniken Basel-Stadt

## Einleitung

Die natürliche und zivilisatorische Strahlung führt in der Schweiz zu einer jährlichen durchschnittlichen Exposition von 4 mSv pro Kopf. Von diesen 4 mSv gehen 1,6 mSv zu Lasten des natürlichen Edelgases Radon, und 1,0 mSv werden von der medizinischen Röntgendiagnostik verursacht. Die Zahnmedizin ist mit lediglich 0,01 mSv (1% der med. Röntgendiagnostik) an der Gesamtexposition beteiligt (AROUA et al. 2002/BAG/IRA 2001). Trotz dieser geringen Strahlenexposition besteht ein kleines Strahlenrisiko in der zahnärztlichen Diagnostik. Daher gilt es, alle notwendigen Massnahmen zu treffen, um die Exposition am Patienten und am

Personal so klein wie vernünftigerweise notwendig zu halten (ROTH 1997a). Zu diesen Massnahmen zählen in erster Linie drei Grundsätze des Strahlenschutzes, nämlich die Rechtfertigung (ROTH 1997a), die Optimierung (ALARA-Prinzip: As Low As Reasonably Achievable) und die Einhaltung von Dosisgrenzwerten (ICRP 1991). Deswegen gilt es, bei Röntgenaufnahmen eine situationsgerechte Indikation vorzunehmen, die geeignete Technik auszuwählen, die angepassten Parameter zu wählen und einzustellen und die aufgenommenen Bilder fachgerecht zu verarbeiten. Gerade bei Letzterem sollen über 65% sämtlicher Fehler auftreten (JORDI 1997) – Grund genug, besondere Anstrengungen zur Fehlerminimierung oder -elimination zu unternehmen. Eine Möglichkeit dazu besteht, neben dem Einsatz von Entwicklungsautomaten, in der Anwendung digitaler Technologien (WIEHL & JORDI 1997). Das grosse Angebot an digitalen Geräten ermöglicht es, alle Techniken und Bildformate der analogen Technik auch digital anzuwenden.

Das Ziel der Untersuchung war die Beantwortung folgender zwei Fragen:

1. Inwieweit ist eine Dosisreduktion mit digitalen Aufnahmetechniken im Vergleich zur konventionellen, filmbasierten Technik möglich?
2. Wie hoch ist die Exposition eines 14-Bild Zahnfilm-Status im Vergleich zu einer Panoramaschichtaufnahme, sowohl analog als auch digital?

Zur Beantwortung dieser Aufgabe wurden sowohl die einzelnen Organ- und Gewebedosen als auch die effektiven Dosen analoger (filmbasierter) und digitaler Aufnahmeverfahren bei 14-Bild Zahnfilm-Status und Panoramaschichtaufnahmen einzeln gemessen bzw. berechnet und miteinander verglichen.

## Material und Methoden

### Röntgentechnik

Als Zahnfilmröntengerät kam ein Gendex Oralix (Gendex, Hamburg, D) zum Einsatz, das über folgende Eigenschaften verfügte: hochfrequenter DC-Generator (DC = direct current = Gleichstrom), Röhrenspannung 65 kV, Stromstärke 7,5 mA, totale Filterung 1,8 mm Al, Rundtubus mit 20 cm Länge und 6 cm Durchmesser (FOD 25 cm). Es wurden pro Status 14 Bilder mittels Paralleltechnik angefertigt (PASLER 1999). Als Expositionszeit wurde für die digitale Technik 0,08 Sekunden (äquivalent: Phosphorspeicherplatten/PSP ad modum Digora II, Soredex Corp., Helsinki, Finnland) und für die analoge Technik 0,16 Sekunden (äquivalent: e-speed Film ad modum Kodak Ektaspeed plus, Eastman Kodak, Rochester, CO, USA) gewählt. Für die Panoramaschichtaufnahme (Standardprogramm inkl. Kiefergelenke) wurde ein Cranex 3 Gerät (Soredex, Orion Corp., Helsinki, Finnland) verwendet. Es hatte folgende Eigenschaften: hochfrequenter DC-Generator, Fokusgrösse 0,5 mm×0,5 mm, Fokus-Film-Distanz 52 cm, Umlaufzeit 19 Sekunden, totale Filterung 2,25 mm Al, Stromstärke 6 oder 10 mA, Spannung 63 bis 81 kV. Die Para-

meterwahl für die Aufnahmen mit der digitalen Technik (äquivalent: Digora pct, Soredex, Orion Corp.) war 67 kV und 10 mA (190 mAs) und für den analogen Film (äquivalent: T-mat G/Lanex regular, Eastman Kodak) 79 kV und 10 mA (190 mAs). Die verwendeten Parameter sind in Tabelle I zusammengefasst.

### Phantom

Die Messungen wurden an den Kopf-Hals-Scheiben eines Rando-Phantoms (Alderson Research Lab., Stanford, CT, USA; Abb. 1) durchgeführt. Dieses besteht aus einem menschlichen Skelett, das von einem gewebeäquivalenten Material (Isocyanat, Dichte 0,985 g/cm<sup>3</sup>) umgeben ist und in den äusseren Abmessungen dem Referenzmenschen entspricht (175 cm Länge, 73,5 kg Gewicht) (ICRP 1975). Der Kopf-Hals-Bereich des Phantoms ist axial in elf Scheiben geschnitten, die jeweils 25 mm dick sind und vorgebohrte Löcher besitzen, in denen die Dosimeter positioniert werden können (Abb. 1).

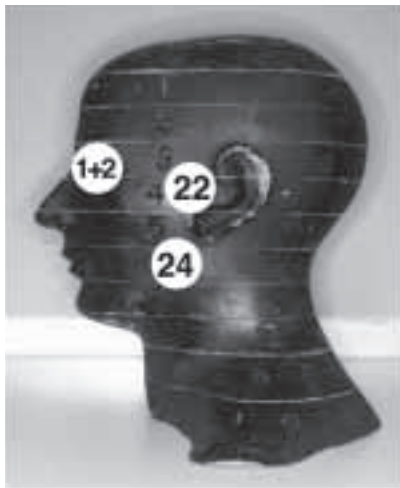
### Dosimetrie

Zur Messung der absorbierten Energiemengen wurden CaF<sub>2</sub>-TLD (TLD = Thermolumineszenz-Dosimeter) verwendet. Die Regenerierung (Vorbereitung) bestand aus einer Erwärmung der TLD auf 400 °C während einer Stunde und auf 100 °C während zweier Stunden. Anschliessend wurden die TLD auf Zimmertemperatur abgekühlt und innert drei Tagen exponiert. Am folgenden Tag (nach 24 Stunden) nach der Exposition wurden sie in einem TLD-Reader (Harshaw 3200, Harshaw Chemical Company, Cleveland OH, USA) ausgeheizt (100 °C während 15 Minuten und 400 °C während 10 Sekunden); dabei wurde die Lichtemission in Counts gemessen. Ein Count entspricht einem Photon, das beim Auslesevorgang freigesetzt wird (Lumineszenz). Je mehr Energie ein TLD bei der Exposition aufnimmt, desto mehr Photonen werden bei der Ausheizung wieder abgegeben. Jedes einzelne TLD muss kalibriert werden, um die Energiedosis (Energie/Massenheit) in Gray (Gy = J/kg) angeben zu können. Dazu werden die TLD zusammen mit einer kalibrierten Ionisationskammer exponiert. Aus der bekannten Energiedosis und den im TLD-Reader gemessenen Counts werden die Kalibrierfaktoren der einzelnen TLD bestimmt. Die Dosis bei der Messung mit den TLD am Phantom ergab sich aus der Multiplikation des Messwertes (in Counts) und dem Kalibrierfaktor ( $D = \text{Counts}_{\text{Exp}} \times \text{Kalibrierfaktor}$ ).

Jeweils 25 Dosimeter wurden an 23 verschiedenen anatomischen Orten (je zwei TLD pro Augenlinse) im Phantom in den dafür vorgebohrten Löchern positioniert bzw. an der Oberfläche aufgeklebt (Abb. 1). Die Hintergrundstrahlung wurde mithilfe von nicht exponierten TLD berücksichtigt. Um einen höheren Messwert und damit eine höhere Genauigkeit zu erreichen, wurden die Dosimeter pro Messreihe zehnmal hintereinander exponiert und die ermittelten Werte durch zehn geteilt. Um die effektive Dosis berechnen zu können, ist sowohl die Qualität der Strahlung als auch die Strahlenempfindlichkeit der einzelnen Organe

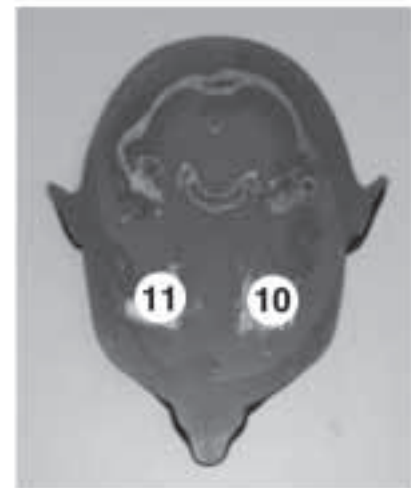
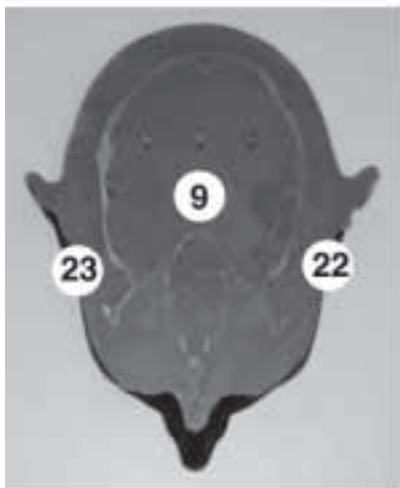
Tab. I Parameterwahl

	14-Bild Zahnfilm-Status		Panoramaschichtaufnahme	
	analog	digital	analog	digital
äquivalent	Kodak Ektaspeed plus	Digora II fmx	Kodak T-mat G Lanex regular	Digora pct
kV	65	65	79	67
mA	7,5	7,5	10	10
s	0,12	0,06	19	19
mAs	0,9	0,45	190	190



Scheibe 1

Scheibe 3



Scheibe 4

Scheibe 5

Scheibe 6



Scheibe 9

Scheibe 7

Abb. 1 Rando-Phantom, Scheiben und Dosimeterpositionierung (Auswahl)

massgebend. Die effektive Dosis E (Sv) ergab sich aus der Summe der mit den organspezifischen Gewichtungsfaktoren  $w_T$  multiplizierten mittleren Organ-Äquivalenzdosen  $H_T$  ( $H_T = w_R \times D =$  Wichtungsfaktor [1]  $\times$  Energiedosis [Gy]) (ROTH 1997b, LAUBENBERGER & LAUBENBERGER 1999).

$$E = \sum_T w_T \times H_T \quad T = \text{Organ/Gewebe (tissue)}$$

Auf eine Messung der Gonadenregion wurde bewusst verzichtet, da die Dosen in dieser Region bei heutigen zahnärztlichen Röntgenuntersuchungen vernachlässigbar klein sind und ein Bleischutz als nicht sinnvoll erachtet wird (WHITE 1992, SCHMIDT et al. 1999, GOREN et al. 2000).

### Resultate

Die Messwerte in den einzelnen Organen und Geweben sowie die effektiven Dosen sind in Tabelle II dargestellt. Im Vergleich zur analogen Technik konnte für die digitale Technik beim 14-Bild Zahnfilm-Status eine Reduktion der effektiven Dosis um 47% und bei der Panoramaschichtaufnahme eine solche um 17% erzielt werden. Die effektive Dosis war beim analogen 14-Bild Zahnfilm-Status mit 78  $\mu$ Sv am höchsten, gefolgt von der analogen Panoramaschichtaufnahme mit 54  $\mu$ Sv, der digitalen Panoramaschichtaufnahme mit 45  $\mu$ Sv und dem digitalen Status mit 41  $\mu$ Sv.

Bei der analogen Aufnahmetechnik wird der Kopf-Hals-Bereich bei einem Status um 31% mehr belastet als bei einer Panoramaschichtaufnahme (78  $\mu$ Sv vs. 54  $\mu$ Sv). Hingegen ist die Exposition bei einem digitalen Status (14 Aufnahmen) um 10% geringer als bei einer digitalen Panoramaschichtaufnahme (41  $\mu$ Sv vs. 45  $\mu$ Sv) und sogar um 24% niedriger als bei einer analogen Panoramaschichtaufnahme (41  $\mu$ Sv vs. 54  $\mu$ Sv) (Abb. 2). Das heisst, während noch vor wenigen Jahren ein 14-Bild Zahnfilm-Status eine zwei- bis fünffach so hohe Dosis wie eine Panoramaschichtaufnahme mit sich brachte, konnte diese Differenz im analogen Bereich weiter minimiert oder dank digitalen Verfahren sogar egalisiert werden.

### Organe und Gewebe

Die Hauptmasse des Gehirns wird, da sie nicht im primären Strahlengang liegt, mit nur 6,9–32,2  $\mu$ Sv exponiert. Auf die Hypophyse werden zwischen 131  $\mu$ Sv (14-Bild Zahnfilm-Status analog) und 51  $\mu$ Sv (Panoramaschichtaufnahme digital) appliziert.

Bei der Exposition der Haut fanden sich die höchsten Werte mit 899,2  $\mu$ Sv beim analogen 14-Bild Zahnfilm-Status im Bereich der Haut über der Glandula parotis, was sich durch Überlappungs-

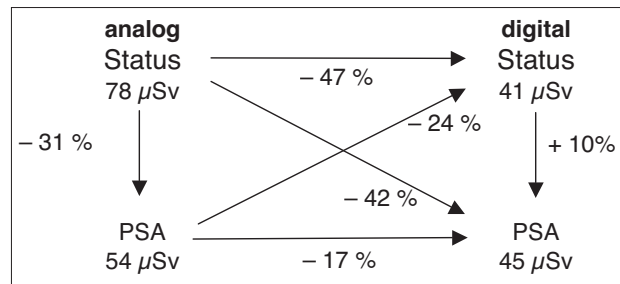


Abb. 2 Effektive Dosen im Vergleich (% Dosisreduktion)

phänomene erklären lässt. Die Werte bei der Panoramaschichtaufnahme lagen mit 298  $\mu$ Sv (analog) bzw. 306  $\mu$ Sv (digital) um den Faktor 5–9 unter jenen beim 14-Bild Zahnfilm-Status.

Die Glandula submandibularis wurde beim 14-Bild Zahnfilm-Status mit 1849  $\mu$ Sv (analog) bzw. 1011,1  $\mu$ Sv (digital) exponiert, was rund 18-mal bzw. zehnmal mehr ist als bei der Panoramaschichtaufnahme. Bei ihr liessen sich lediglich 104  $\mu$ Sv (analog) und 105,1  $\mu$ Sv (digital) messen.

Die Thyreoidea (Schilddrüse) wurde beim 14-Bild Zahnfilm-Status mit 49,8  $\mu$ Sv (digital) bis 126,9  $\mu$ Sv (analog), bei der Panoramaschichtaufnahme mit 73,6  $\mu$ Sv (analog) bis 84,6  $\mu$ Sv (digital) exponiert. Die Dosis war somit beim analogen Status mit 127  $\mu$ Sv höher als bei der Panoramaschichtaufnahme, beim digitalen Status jedoch mit 50  $\mu$ Sv geringer.

Die Äquivalenzdosis im roten Knochenmark konnte nur im Bereich der Halswirbelsäule (HWS) gemessen werden. Deren Anteil am gesamten roten Knochenmark beträgt jedoch nur 3% (Kopf-Hals-Bereich total 16%: Calvaria 12%, HWS 3%, Unterkiefer 1,7%) (UNDERHILL et al. 1988, DANFORTH & CLARK 2000). Während bei der Anwendung der digitalen Technik sich beim Status eine Dosisreduktion von 54% erzielen liess (220  $\mu$ Sv analog vs. 100,5  $\mu$ Sv digital), betrug die Differenz bei der Panoramaschichtaufnahme lediglich 10% (174,5  $\mu$ Sv analog vs. 158,3  $\mu$ Sv digital).

### Diskussion

Im Unterschied zu anderen Arbeiten, bei denen LiF-Thermolumineszenz-Dosimeter eingesetzt wurden, fanden hier CaF<sub>2</sub>-Dosimeter Verwendung, welche eine höhere Energie-Spezifität und eine 20-mal grössere Sensitivität (thermische Photonenausbeute) besitzen als Erstere (GIBBS & MITCHELL 1974, DULA et al. 1996, DULA et al. 2001). Anders als bei früheren Arbeiten, bei denen z.T. nur die Punktdosis an Einzelstellen (Nackenhaut, Schilddrüse, Schlitzblende) oder die Reduktion von Expositions-

Tab. II Effektive Dosen und Organmesswerte in  $\mu$ Sv

	Messpunkt	Status analog	Status digital	Differenz	PSA analog	PSA digital	Differenz
effektive Dosis		78	41	- 47%	54	45	- 17%
Augenlinse	1–4	102,8	71,4	- 31%	17,2	18,6	+ 8%
Gehirn	5–8	23,2	8,8	- 62%	6,9	7,4	+ 7%
Gl. parotis (Haut)	22–24	899,2	148,5	- 84%	298,0	305,9	+ 3%
Gl. submandibularis	15–16	1849,0	1011,1	- 45%	104,0	105,0	+ 1%
Hypophyse	9	131,0	61,0	- 53%	54,7	50,7	- 8%
Knochenmark	12–14	220,0	100,5	- 54 %	174,5	158,3	- 10%
Oesophagus	21	172,8	53,9	- 69%	103,9	53,1	- 49%
Sinus maxillaris	10–11	2217,5	1151,9	- 48%	227,4	326,0	+ 43%
Thyreoidea	17–20	126,9	49,8	- 61%	73,6	84,6	+ 13%



parametern ermittelt wurde (KIEFER 2004), war es bei der vorliegenden Arbeit das Ziel, an möglichst vielen relevanten Messorten die Organ- und Gewebedosen zu ermitteln und daraus die effektiven Dosen zu berechnen. Einflüsse wie Filmhalter, Bleifolie auf der Filmrückseite und individuelle Unterschiede in Bezug auf Körpergrösse, Organabstände und Gewebedichten (v.a. Knochendichte), wie sie bei in-vivo Untersuchungen vorkommen, konnten nicht berücksichtigt werden (BIANCHI & ROCCUZZO 1996, GIJBELS et al. 2000). Ein weiterer und speziell für die rel. hohen Haut-/Weichteildosen verantwortlicher Unterschied zu in-vivo Messungen dürfte die deutliche Diskrepanz der äusseren Weichteilstrukturen des Phantoms und der räumlichen Lage der Kiefer und Zähne sein. Die Ursache liegt darin begründet, dass das echte Kopfskelett nicht immer den Ausmassen des «Norm erwachsenen» entspricht und dass bei der Herstellung der «Weichteilstrukturen» das Kopfskelett nicht exakt positioniert wird, wodurch die Ausmasse der Weichteilstrukturen – welche die Ausmasse des «Norm erwachsenen» haben – häufig wesentlich stärker als üblich ausgebildet sind (Abb. 1). Um dennoch die relevanten Kiefer-/Zahnbereiche möglichst realitätsnah exponieren zu können, wurde die Ausrichtung der Röhre beim 14-Bild Zahnfilm-Status von einem sowohl in der Praxis als auch mit dem Phantom sehr erfahrenen MTRA (Medizinisch-Technischen Radiologie-Assistenten) vorgenommen.

Der Aufbau der meisten bisherigen Arbeiten ist sehr unterschiedlich (KIEFER 2004). Dies führt dementsprechend zu sehr inhomogenen Ergebnissen, was einen direkten Vergleich kaum ermöglicht (GIBBS et al. 1988). Trotz der grossen Studienvielfalt können bei der Panoramaschichtaufnahme lediglich die Arbeiten von LECOMBER (1993), VISSER et al. (2000c) und DULA et al. (2001) zum Vergleich herangezogen werden. In allen drei Untersuchungen wurden trotz höheren mAs-Werten (210–304 mAs) deutlich geringere effektive Dosen berechnet, sowohl bei Anwendung der analogen (8–30  $\mu$ Sv) als auch der digitalen Technik (3–21  $\mu$ Sv). Ferner griffen alle Autorengruppen auf CCD-Sensor-Systeme zurück. Eine Untersuchung, bei der ebenfalls die Strahlenexposition bei einer Panoramaschichtaufnahme unter Verwendung von Speicherfolien (PSP) gemessen wurde, liegt bis anhin nicht vor.

Unter den vergleichbaren Arbeiten, bei denen ebenfalls die effektive Dosis bei Zahnfilm-Statens ermittelt wurde, sind jene von LECOMBER & FAULKNER (1993), VISSER et al. (2000a) und DULA et al. (2001) zu finden. In diesen Publikationen konnten tiefere effektive Dosen nachgewiesen werden (4,7–63  $\mu$ Sv), was auf die kürzeren Expositionszeiten, die geringere Bilderanzahl (11 statt 14 Aufnahmen) oder die höhere Filterung von 2,7 mm Al zurückzuführen ist. Bei allen anderen Untersuchungen waren entweder die Parameter deutlich unterschiedlich (z. B. 90 kV statt der angewendeten 65 kV oder 10–15 mA statt 7 mA), mangelhaft angegeben (fehlende Werte für mA, Belichtungszeiten oder Filterung), oder die Bilderanzahl war erhöht (18–21 Bilder versus 14 Bilder). Die Arbeit von VISSER et al. (2000b) ist derzeit die einzige, welche die effektive Dosis eines Zahnfilm-Status unter Verwendung von PSP untersucht hat. Alle anderen Messungen mit PSP-Systemen massen entweder nur die Dosisreduktion bei Einzelbildern bzw. Bissflügel aufnahmen oder die Detailerkennbarkeit in Abhängigkeit der Parameterwahl (KAEPPLER et al. 2000). Diese und weitere Arbeiten attestieren den Phosphorspeicherplatten (PSP) eine Dosisreduktion gegenüber e-speed Filmen von 30%–53% (LIM et al. 1996) bzw. bis 80% (BRETTE & WORKMAN 1996, VISSER et al. 2000a u. b), was sich mit den vorliegenden Werten gut vergleichen lässt.

Während vor zehn Jahren noch ein Verhältnis der effektiven Dosis bei der Panoramaschichtaufnahme zum Status von 1:11

(WHITE 1992) und vor sieben Jahren mit 1:5 (LANGLAND & LANGELAIS 1997) galt, hat es sich weiter zu Gunsten des Status verkleinert. DULA et al. (2001) berechneten ein Verhältnis von 1:2 bei der analogen und 1:3 bei der digitalen Technik.

In der vorliegenden Arbeit konnten die Werte bei der Anwendung der analogen Technik weiter auf 1,44:1 minimiert (Status analog 78  $\mu$ Sv : Panoramaschichtaufnahme analog 54  $\mu$ Sv) und, mit dem Einsatz digitaler Verfahren, sogar egalisiert werden (Status digital 41  $\mu$ Sv : Panoramaschichtaufnahme digital 45  $\mu$ Sv = 0,97:1). Das heisst, wird digital geröntgt, geht die Aufnahme eines 14-Bild Zahnfilm-Status nicht mehr mit einer erhöhten, sondern sogar mit einer leicht geringeren Dosisexposition einher als jene einer Panoramaschichtaufnahme.

Der gemessene e-speed Film Ektaspeed<sup>®</sup> wird seit der Einführung des f-speed Films Insight<sup>®</sup> (Eastman Kodak Co.) im April 2000 nicht mehr vertrieben. Dieser neue Film soll bei vergleichbarer Bildqualität eine weitere Dosisreduktion um 15–25% im Vergleich zu e-speed Filmen (LUDLOW et al. 2001, FUHRMANN et al. 2001, SCHULZE et al. 2001) und 56% im Vergleich zu d-speed Filmen erreichen (LUDLOW et al. 2001). Extrapoliert man die für e-speed Filme gemessenen Dosen auf f-speed Filme (ca. –20%), so resultiert beim Wechsel von analogen zu digitalen Rezeptoren eine Dosisersparung von 47% (e-speed) auf noch rund 34% (f-speed; 62  $\mu$ Sv Status analog vs. 41  $\mu$ Sv Status digital).

Obwohl sich das Verhältnis deutlich verringert hat bzw. egalisiert wurde, bietet die Panoramaschichtaufnahme immer noch den Vorteil grösserer Übersicht und einer schnelleren und patientenfreundlicheren Anwendung.

Die Resultate zeigen, dass sich die Unterschiede in der effektiven Dosis zwischen Panoramaschichtaufnahme und Status mit digitalen Technologien weiter reduzieren lassen. Auffällig waren die Unterschiede der Hautoberflächen-Dosen zwischen 14-Bild Zahnfilm-Status und Panoramaschichtaufnahme. Eine Erklärung der rel. hohen Haut-Dosen beim Status könnte im kürzeren Fokus-Objekt (Haut)-Abstand des Zentralstrahls über dem Phantom (den Dosimetern) liegen (Abstand-Quadrat-Gesetz). Auch wenn die effektive Dosis beim 14-Bild Zahnfilm-Status und deren Anteil an der Gesamtexposition sehr gering ist, sollte einem dennoch bewusst sein, dass Zahnärzte relativ hohe lokale Dosen (spez. der Haut) applizieren, welche durch die Errechnung der effektiven Dosen verschleiert werden.

Die Vorteile des digitalen Röntgens liegen nicht nur im Wegfall der Dunkelkammer, in der konstanten Bildqualität und den Nachbearbeitungsmöglichkeiten, sondern vor allem auch in einer relevanten Dosisreduktion. Die Dosen bei den digitalen Systemen sind grundsätzlich nur durch die Bildqualität bestimmt. Da jedoch die Dosis nicht linear mit der Bildqualität, sondern mit der vierten Potenz zunimmt (Verdoppelung der Bildqualität = 16fache Dosis), wäre es also für zukünftige Untersuchungen von Interesse, welche minimale Bildqualität klinisch ausreichend ist. Darüber liegen noch zu wenig Informationen vor. Ferner fehlen Daten zur Exposition beim Einzelzahnfilm und beim (14-Bild) Zahnfilm-Status mit f-speed Filmen und deren Vergleich mit Statens auf digitaler Basis. Zur Verbesserung der Evidenz sind weitere Messungen zur Bestimmung der Strahlenexposition bzw. der effektiven Dosis beim zahnärztlichen Röntgen (Status, Panoramaschichtaufnahme) mittels analoger und digitaler Verfahren nötig.

## Verdankungen

Wir bedanken uns bei Herrn Rainer Sander (MTRA, Abteilung für Radiologische Physik, Departement Medizinische Radiologie,

Universitätskliniken Basel-Stadt) für die dosimetrische Auswertung und Herrn Julian Berezowski (MTRA, Klinik für Zahnärztliche Chirurgie, -Radiologie, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Basel) für die Unterstützung bei den Expositionen des Phantoms, Frau Ursula Kiefer Schärer für die umsichtige Bearbeitung des Manuskriptes und Frau Brigitte Olufsen für die Übersetzung ins Französische.

## Summary

KIEFER H, LAMBRECHT J TH, ROTH J: **Dose exposition from analog and digital full-mouth-surveys and orthopantomographies** (in German). *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 114: 687–693 (2004)

The present study investigated the dose exposition in the head and neck region by use of analog and digital radiographic dental systems. Four radiographic devices were tested: panoramic radiography (analog and digital) and 14-image full-mouth-survey (FMS, analog and digital). Organ doses were measured on a Rando-phantom by use of  $\text{CaF}_2$ -dosimeters according to the ICRP-guidelines and the effective doses calculated. The results were the following: the value of E was lowest in digital FMS (41  $\mu\text{Sv}$ ) and highest in analog FMS (78  $\mu\text{Sv}$ ), i.e. dose was reduced by 47% by using a digital device. In panoramic radiography, doses were 17% lower using digital technique (digital 45  $\mu\text{Sv}$  vs. analog 54  $\mu\text{Sv}$ ). Thus, FMS is no longer associated with higher doses than orthopantomography when conventional films are replaced by digital techniques.

## Résumé

Le but de cette étude était de mesurer sur un fantôme Rando la dose d'irradiation au niveau de la zone tête-cou au moyen de dosimètres  $\text{CaF}_2$  et de calculer la dose effective. Les quatre situations suivantes ont été examinées: radiographie panoramique (en techniques analogique et digitale), status radiographique dentaire complet de 14 clichés (en techniques analogique et digitale). Les résultats étaient les suivants: la dose effective la plus faible était obtenue pour le status radiographique complet en digital (41  $\mu\text{Sv}$ ) et la dose la plus élevée pour le status radiographique en analogique (78  $\mu\text{Sv}$ ). Par conséquent l'utilisation d'un système digital réduisit la dose de 47%. Pour la radiographie panoramique, l'emploi de la technique digitale réduisit la dose de 17% par rapport à la technique analogique (45  $\mu\text{Sv}$  vs. 54  $\mu\text{Sv}$ ). Ainsi le status radiographique dentaire complet de 14 clichés ne peut plus être associé à une plus haute dose d'irradiation par rapport à la radiographie panoramique, lorsque les films conventionnels sont remplacés par des techniques digitales.

## Literaturverzeichnis

- AROUA A, BURNAUD B, DECKA I, VADER J P, VALLEY J F: Nation-wide survey on radiation doses in diagnostic and interventional radiology in Switzerland in 1988. *Health Phys* 83: 46–55 (2002) & BAG/IRA Bundesamt für Gesundheit / Institute universitaire de la radiophysique appliquée 2001; cited 2003 Feb 10. Available from: [www.admin.ch/bag/strahlen/ion/umwelt/d/index.htm](http://www.admin.ch/bag/strahlen/ion/umwelt/d/index.htm), [www.hospvd.ch/public/institus/ira/](http://www.hospvd.ch/public/institus/ira/)
- BIANCHI S D, ROCCUZZO M: Absorbed doses in dental radiology. *Radiol Med (Torino)* 92: 114–121 (1996)
- BRETTLE D S, WORKMAN A: The imaging performance of a storage phosphor system for dental radiography. *Br J Radiol* 69: 256–261 (1996)
- DANFORTH R A, CLARK D E: Effective dose from radiation absorbed during a panoramic examination with a new generation machine. *Oral Surg Oral Path Oral Med* 89: 236–243 (2000)
- DULA K, LAMBRECHT J TH, VAN DER STELT P F: Hypothetical mortality risk associated with spiral tomography of the maxilla and mandible prior to endosseous implant treatment. *Eur J Oral Sci* 104: 503–510 (1996)
- DULA K, MINI R, VAN DER STELT P F, BUSER D: The radiographic assessment of implant patients: decision-making criteria. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16: 80–89 (2001)
- FUHRMANN A, ROTHER U, TIETKE M, SCHULZE, D: Folienlose intra-orale Filme und Film-Folien-Kombination in der bildgebenden Diagnostik der Zahnheilkunde. *ZWR* 110: 140–145 (2001)
- GIBBS S J, MITCHELL, A C: Energy and angle dependence of calcium fluoride and lithium fluoride thermoluminescent dosimetry systems. *Oral Surg Oral Path Oral Med* 37: 641–648 (1974)
- GIBBS S J, PUJOL A, MCDAVID W D, WELANDER U, TRONJE G: Patient risk from rotational panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 17: 25–32 (1988)
- GIJBELS F, DE MEYER A M, BOU-SERHAL C, VAN DEN BOSSCHE C, DECLERCK J, PERSOONS M, JACOBS R: The subjective image quality of direct digital and conventional panoramic radiography. *Clin Oral Invest* 4: 162–167 (2000)
- GOREN A D, LUNDEEN R C, DEAHL S T: Updated quality assurance and self-assessment exercise in dental radiology. *Oral Surg Oral Path Oral Med* 89: 369–374 (2000)
- ICRP Publication 23: Report of the task group on reference man. Ann ICRP, Pergamon Press, Oxford (1975)
- ICRP Publication 60: Recommendations of the ICRP on radiological protection. Ann ICRP Vol. 21. No. 1–3, Pergamon Press, Oxford (1991)
- JORDI P: Bildqualität konventioneller und digitaler Röntgenaufnametechniken. In: J Th Lambrecht (Hrsg.): *Kompodium für den zahnärztlichen Sachverständigen im Strahlenschutz*, Schweizerische Zahnärztesgesellschaft SSO, Bern, S. 62 (1997)
- KAEPPLER G, VOGEL A, AXMANN-KRCMAR D: Intra-oral storage phosphor and conventional radiography in the assessment of alveolar bone structures. *Dentomaxillofac Radiol* 29: 362–367 (2000)
- KIEFER H: Strahlenbelastung in der intra- und extraoralen zahnärztlichen Röntgendiagnostik. *Med. Dissertation* S. 43–46, Universität Basel (2004)
- LANGLAND O E, LANGLAIS R P: *Principles of dental imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore (1997)
- LAUBENBERGER TH, LAUBENBERGER J: *Technik der medizinischen Radiologie*, 7. Auflage Deutscher Ärzte-Verlag, Köln (1999)
- LECOMBER A R: Dose reduction in panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 22: 69–73 (1993)
- LECOMBER A R, FAULKNER K: Organ absorbed doses in intraoral dental radiography. *Brit J Radiol* 66: 1035–1041 (1993)
- LIM K F, LOH E E, HONG Y H: Intraoral computed radiography – an in-vitro evaluation. *J Dent* 24: 359–364 (1996)
- LUDLOW J B, PLATIN E, MOL A: Characteristics of Kodak Insight, an f-speed intraoral film. *Oral Surg Oral Path Oral Med* 91: 120–129 (2001)
- PASLER, F A: *Zahnärztliche Radiologie, Farbatlas der Zahnmedizin*, 2. Auflage Thieme, Stuttgart (1999)
- ROTH J: Grundprinzipien und Rechtsgrundlagen des Strahlenschutzes in der zahnärztlichen Praxis. In: J Th Lambrecht (Hrsg.): *Band des Fortbildungskurses in Zahnärztlicher Chirurgie und Radiologie Flims 1997*, Eigenverlag Basel, S. 54–55 (1997a)

- ROTH J: Strahlenphysik und Dosimetrie. In: J Th Lambrecht (Hrsg.): Kompendium für den zahnärztlichen Sachverständigen im Strahlenschutz, Schweizerische Zahnärztegesellschaft SSO, Bern, S. 7–16 (1997b)
- SCHMIDT K, VELDERS X L, VAN GINKEL F C, VAN DER STELT P: Strahlenschutz durch Röntgenkragen. Quintessenz 50: 55–61 (1999)
- SCHULZE D, ROTHER U, FUHRMANN A, TIETKE M: Die intraoralen Aufnahmetechniken im klinischen Quervergleich. ZWR 110: 339–343 (2001)
- UNDERHILL T E, CHILVARQUER I, KIMURA K, LANGLAIS R P, MCDAVID W D, PREECE J W, BARNWELL G: Radiobiologic risk estimation from dental radiology. Oral Surg Oral Path Oral Med 66: 111–120 (1988)
- VISSER H, HERMANN K P, KÖHLER B: Dosisreduktion bei digitalen Zahnfilmstatten. Dtsch Zahnärz Z 55: 494–496 (2000a)
- VISSER H, HERMANN K P, KÖHLER B: Bissflügelstatten mit digitalen und konventionellen Bildempfängern. ZWR 109: 671–676 (2000b)
- VISSER H, HERMANN K P, BREDEMEIER S, KOHLER B: Dosismessungen zum Vergleich von konventionellen und digitalen Panoramaschichtaufnahmen. Mund-Kiefer-Gesichtschir 4: 213–216 (2000c)
- WHITE S C: 1992 Assessment of radiation risks from dental radiography. Dentomaxillofac Radiol 21: 118–126 (1992)
- WIEHL P, JORDI P: Konstanzprüfung der zahnärztlichen Röntgeneinrichtungen. In: J Th Lambrecht (Hrsg.): Kompendium für den zahnärztlichen Sachverständigen im Strahlenschutz, Schweizerische Zahnärztegesellschaft SSO, Bern, S. 45–51 (1997)